



TECHNICKÁ UNIVERZITA V LIBERCI  
Ústav zdravotnických studií

## BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

Analýza fyziologické struktury kondylu femuru  
s ohledem na geometrii totální náhrady  
kolenního kloubu

**TECHNICKÁ UNIVERZITA V LIBERCI**  
Ústav zdravotnických studií

Studijní program: B3944 ó Biomedicínská technika  
Studijní obor: 3901R032 ó Biomedicínská technika

**Analýza fyziologické struktury kondylu stehenní  
kosti s ohledem na geometrii totální náhrady  
kolenního kloubu**

Analysis of the physiological structure of the femoral  
condyle with respect to the geometry of total knee  
replacement

**Kristýna Beranová**

---

TECHNICKÁ UNIVERZITA V LIBERCI

Ústav zdravotnických studií

Akademický rok: 2011/2012

## ZADÁNÍ BAKALÁŘSKÉ PRÁCE

(PROJEKTU, UMĚLECKÉHO DÍLA, UMĚLECKÉHO VÝKONU)

Jméno a příjmení: **Kristýna Beranová**  
Osobní číslo: **Z10000001**  
Studijní program: **B3944 Biomedicínská technika**  
Studijní obor: **Biomedicínská technika**  
Název tématu: **Analýza fyziologické struktury kondylu stehenní kosti  
s ohledem na geometrii totální náhrady kolenního kloubu**  
Zadávací katedra: **Ústav zdravotnických studií**

### Z á s a d y p r o v y p r a c o v á n í :

Práce je zaměřena na rekonstrukci povrchové geometrie kondylu lidského femuru pomocí 3D scanneru a CT. Ze statistického souboru ploch bude vytvořena "průměrná" obecná plocha kondylu lidského femuru, která bude následně porovnávána s komerčně dodávaným vzorkem totální kloubní náhrady.

Rozsah grafických prací:

Rozsah pracovní zprávy: 50 - 70 stran

Forma zpracování bakalářské práce: tištěná/elektronická

Seznam odborné literatury:

ČIHÁK, R. Anatomie 1. 2. vyd. Praha: Grada Publishing, 2001, 497 s. ISBN 80-7169-970-5

FERDA, J., NOVÁK, M., KREUZBERG, B., Univerzita Karlova v Praze, LF a FN Plzeň, Radiodiagnostická klinika Výpočetní tomografie. 1. vyd. Praha: Galen, Karolinum, 2002, 651 s. ISBN 80-7262-172-6, ISBN 80-246-0567-8

SOSNA, A., VAVŘÍK, P., KRBEC, M., POKORNÝ, D., a kolektiv Základy ortopedie Praha: Triton, 2001, 175 s. ISBN 80-7254-202-8

ZVÁROVÁ, J., NEDOMA, J., a kolektiv. Biomechanika lidského skeletu umělých náhrad jeho částí, 1.vyd. Praha: Karolinum, 2006, 491 s. ISBN 80-246-1227-5

RAKHORST, G., PLOEG, R., Biomaterials in modern medicine, World Scientific Publishing Company, 2008, 280 s. ISBN-10: 9812709568  
ISBN-13: 978-9812709561

Vedoucí bakalářské práce:

doc. Ing. Lukáš Čapek, Ph.D.

Katedra mechaniky, pružnosti a pevnosti

Datum zadání bakalářské práce:

31. března 2012

Termín odevzdání bakalářské práce:

30. dubna 2013

prof. Dr. Ing. Zdeněk Kús  
rektor



A handwritten signature in blue ink, belonging to Mgr. Marie Froňková.

Mgr. Marie Froňková  
pověřena vedením ústavu

V Liberci dne 29. března 2013

## Prohlášení

Byla jsme seznámena s tím, že na mou bakalářskou práci se plně vztahuje zákon 121/2000 Sb. ze dne 7. dubna 2000 o právu autorském, o právech souvisejících s právem autorským a o změně některých zákonů (autorský zákon), zejména § 60-<sup>1</sup> Kolní dílo.

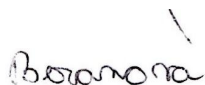
Beru na vědomí, že Technická univerzita v Liberci (TUL) nezasahuje do mých autorských práv užitím mé bakalářské práce pro vnitřní potřebu TUL.

Užiji-li bakalářskou práci nebo poskytnu-li licenci k jejímu využití, jsem si v domě povinnosti informovat o této skutečnosti TUL. V tomto případě má TUL právo ode mne požadovat úhradu nákladů, které vynaložila na vytvoření díla, až do její skutečné výše.

Bakalářskou práci jsem vypracovala samostatně s použitím uvedené literatury a na základě konzultací s vedoucím mé bakalářské práce a konzultanty.

Datum: 28. 4. 2013

Podpis:



## **Poděkování**

Na tomto místě bych ráda poděkovala vedoucímu mé bakalářské práce Doc. Ing. Lukáši Šapkovi, Ph.D. za jeho pomoc, cenné rady a připomínky, kterými pomohl k vypracování této bakalářské práce. V neposlední řadě kladenská firma Beznoska s.r.o. za poskytnutí interního materiálu potřebného pro porovnání s dosahenými výsledky a Lékařská fakulta UK v Hradci Králové za zapůjčení femuru.

Dále bych ráda poděkovala svým rodičům nejen za možnost studia na Technické univerzitě v Liberci, ale také za jejich podporu po celou dobu mého studia.

## ANOTACE

<b>AUTOR</b>	Kristýna Beranová
<b>INSTITUCE</b>	UZS - Biomedicínská technika
<b>NÁZEV PRÁCE</b>	Analýza fyziologické struktury kondylu stehenní kosti s ohledem na geometrii totální náhrady kolenního kloubu
<b>VEDOUCÍ PRÁCE</b>	Doc. Ing. Lukáš Šapek, Ph.D.
<b>POčet STRAN</b>	71
<b>POčet PŘÍLOH</b>	0
<b>ROK OBHAJOBY</b>	2013
<b>SOUHRN</b>	<p>Bakalářská práce se vnuje problematice zaměřené na problematiku totální endoprotézy kolene s důrazem na femorální komponentu, kdy dojde k porovnání křivosti plochy jednotlivých kondylů stehenní kosti získaných pomocí 3D scanneru a CT a komerčně vyráběné femorální komponenty. První část práce pokládá teoretický základ praktické části práce. Teoretický základ se zabývá popisem anatomických struktur kolenního kloubu, biomechanikou kolene, historií a základním rozdělením totálních endoprotéz kolenního kloubu a stručný popis výpočetní tomografie. V druhé části jsou porovnány tvary a velikosti femorálních komponent. Dále je zde uveden postup měření a všechny získané výsledky jsou uvedeny do tabulek a zobrazeny v grafech. Tyto data poté byla porovnána s původními femorálními komponentami.</p>
<b>KLÍČOVÁ SLOVA</b>	kolenní kloub, endoprotéza, femorální komponenta, výpočetní tomografie, 3D scanner, křivost

## ANNOTATION

<b>AUTHOR</b>	Kristýna Beranová
<b>INSTITUTE</b>	UŽS ó Biomedical technology
<b>THESIS TITLE</b>	Analysis of the physiological structure of the femoral kondyle with respect to the geometry of total knee replacement
<b>SUPERVISOR</b>	Doc. Ing. Luká– apek, Ph.D.
<b>NUMBER OF PAGES</b>	71
<b>NUMBER OF APPENDICES</b>	0
<b>YEAR</b>	2013
<b>SUMMARY</b>	<p>This thesis is focused on the issue of a total knee arthroplasty with an emphasis on the femoral component, where curvature surfaces of condyles of the femur obtained by using 3D CT scanner is compared with and a commercially produced femoral component. The first part lays the theoretical basis for the practical part. The theoretical basis deals with describing the anatomical structures of the knee joint, knee biomechanics, history and basic division of total knee arthroplasty and a brief description of computed tomography. In the second part the shapes and sizes of femoral components are compared. The measurement procedure is shown and all results obtained are presented in tables and displayed in graphs. The data are then compared to the five femoral components.</p>
<b>KEY WORDS</b>	Knee joint, endoprosthesis, femoral component, computed tomography, 3D scanner, uneveness



# Obsah

Obsah.....	7
1 Seznam obrázk .....	10
2 Seznam tabulek .....	11
3 Seznam graf .....	11
4 Úvod .....	12
5 Cíl bakalářské práce .....	13
6 Anatomie kolenního kloubu .....	14
6.1 Kost stehenní (femur, os femoris) .....	14
6.1.1 Caput femoris (hlavice kosti stehenní) .....	15
6.1.2 Collum femoris (krček kosti stehenní) .....	15
6.1.3 Corpus femoris (tělo kosti stehenní) .....	15
6.1.4 Condyli femoris .....	16
6.2 Čepice (pattela) .....	16
6.3 Tibia a kost holenní .....	17
6.3.1 Condyli tibiae .....	17
6.3.2 Corpus tibiae .....	17
6.3.3 Distální část tibie .....	17
6.4 Menisky .....	18
6.4.1 Meniscus lateralis .....	18
6.4.2 Meniscus medialis .....	18
6.5 Kloubní pouzdro .....	19
6.6 Musculus articularis genus .....	19
6.7 Zesilující vazivový aparát .....	20
6.7.1 Ligamenta kloubního pouzdra .....	20
6.7.2 Zkřížené vazy .....	20
7 Biomechanika kolenního kloubu .....	22
8 Totální endoprotéza kolenního kloubu .....	23
8.1 Historie .....	23
8.2 Rozdělení kolenních endoprotéz .....	24

8.2.1	Cementované implantáty .....	24
8.2.2	Necementované implantáty .....	25
8.2.3	Hybridní implantáty .....	26
8.2.4	Závazné endoprotézy .....	26
8.2.5	Kondylární (anatomické) endoprotézy .....	26
8.2.6	Unikondylární endoprotézy .....	26
8.3	Výrobní materiál totální endoprotézy kolenního kloubu .....	27
8.3.1	Kovové materiály .....	27
8.3.2	Nekovové materiály .....	28
9	Výpočetní (počítačová) tomografie .....	30
9.1	Historický úvod .....	30
9.2	Princip výpočetní (počítačové) tomografie .....	30
9.3	Složení výpočetní (počítačové) tomografie .....	31
9.3.1	Zdroj záření .....	31
9.3.2	Detektory záření .....	32
9.3.3	Gantry, vyšetřovací stůl .....	32
9.3.4	Výpočetní systém .....	33
9.3.5	Ovládací pult (ovládací konzole), záznamová zařízení .....	33
10	Funkce tvaru .....	34
11	Obecný konstrukční popis totální endoprotézy kolenního kloubu .....	35
12	Druhy implantátů .....	36
12.1	Primoimplantáty .....	36
12.1.1	Totální náhrada kolenního kloubu typ SVL/SVS .....	36
12.1.2	Totální náhrada kolenního kloubu typu SVL/RP .....	37
12.2	Revizní implantáty .....	38
12.2.1	Totální náhrada kolenního kloubu typ CMS .....	38
12.2.2	Revizní totální náhrada kolenního kloubu typ SVR .....	39
13	Základní pojmy křivosti .....	42
13.1	Oskulační kružnice, poloměr křivosti, střed křivosti, křivost .....	42
14	Návrh a postup .....	43
14.1	3D digitalizace .....	46
15	Výsledky měření .....	48
15.1	Použití vzorce .....	48

15.2	Analýza k ivosti k ivky 1 levého kondylu stehenní kosti.....	49
15.3	Analýza k ivosti k ivky 2 levého kondylu stehenní kosti.....	51
15.4	Analýza k ivosti k ivky 3 levého kondylu stehenní kosti.....	53
15.5	Analýza k ivosti k ivky 1 pravého kondylu stehenní kosti.....	55
15.6	Analýza k ivosti k ivky 2 pravého kondylu stehenní kosti.....	57
15.7	Analýza k ivosti k ivky 3 pravého kondylu stehenní kosti.....	59
15.8	Analýza k ivosti souboru vzork femorální komponenty totální endoprotézy kolenního kloubu .....	61
16	Diskuze výsledk .....	63
17	Záv r .....	64
18	Seznam pouflitých literárních zdroj .....	65
19	Seznam pouflitých absolventských prací .....	67
20	Seznam pouflitých elektronických zdroj .....	68

# 1 Seznam obrázk

Obr. 1 ó Anatomie kolenního kloubu

Obr. 2 ó Patela

Obr. 3 ó Uložení menisk v kolenním kloubu

Obr. 4 ó Rentgenový snímek kolenního kloubu s implantovanou totální endoprotézou

Obr. 5 ó Pacient a snímací systém

Obr. 6 ó P íklad totální náhrady kolenního kloubu typ SVL/SVS

Obr. 7 ó Femorální komponenta typ SVL/SVS

Obr. 8 ó Náskres femorální komponenty typu SVL/RP

Obr. 9 ó Náskres totální endoprotézy kolenního kloubu typ CMS

Obr. 10 ó Náskres femorální komponenty typ CMS

Obr. 11 ó Náskres totální endoprotézy kolenního kloubu typ SVR

Obr. 12 ó Náskres femorální komponenty typ SVR

Obr. 13 ó Ukázka vzorku zkoumané stehenní kosti

Obr. 14 ó Upevn ění stehenní kosti do stojanu

Obr. 15 ó Upevn ění stehenní kosti do stojanu a umíst ění p ed 3D scanner

Obr. 16 ó Analýza k ivky v softwaru Geomagic

Obr. 17 ó Analýza k ivky femorální komponenty v softwaru Geomagic

Obr. 18 ó Laserový 3D scanner NextEngine

Obr. 19 ó Umíst ění k ivky 1 na levém kondylu stehenní kosti

Obr. 20 ó Umíst ění k ivky 2 na levém kondylu stehenní kosti

Obr. 21 ó Umíst ění k ivky 3 na levém kondylu stehenní kosti

Obr. 22 ó Umíst ění k ivky 1 na pravém kondylu stehenní kosti

Obr. 23 ó Umíst ění k ivky 2 na pravém kondylu stehenní kosti

Obr. 24 ó Umíst ění k ivky 3 na pravém kondylu stehenní kosti

## **2 Seznam tabulek**

Tab. 1 ó Velikostní tabulka femorální komponenty typu SVL/SVS

Tab. 2 ó Velikostní tabulka femorální komponenty typu SVL/RP

Tab. 3 ó Velikostní tabulka femorální komponenty typu CMS

Tab. 4 ó Velikostní tabulka femorální komponenty typu SVR

Tab. 5 ó Analýza k ivosti k ivky 1 levého kondylu stehenní kosti

Tab. 6 ó Analýza k ivosti k ivky 2 levého kondylu stehenní kosti

Tab. 7 ó Analýza k ivosti k ivky 3 levého kondylu stehenní kosti

Tab. 8 ó Analýza k ivosti k ivky 1 pravého kondylu stehenní kosti

Tab. 9 ó Analýza k ivosti k ivky 2 pravého kondylu stehenní kosti

Tab. 10 ó Analýza k ivosti k ivky 3 pravého kondylu stehenní kosti

Tab. 11 ó Analýza k ivosti femorálních komponent totální endoprotézy kolenního kloubu

## **3 Seznam graf**

Graf . 1 ó Grafické znázorn ní pr m rné k ivosti k ivky 1 levého kondylu stehenní kosti

Graf . 2 ó Grafické znázorn ní pr m rné k ivosti k ivky 2 levého kondylu stehenní kosti

Graf . 3 ó Grafické znázorn ní pr m rné k ivosti k ivky 3 levého kondylu stehenní kosti

Graf . 4 ó Grafické znázorn ní pr m rné k ivosti k ivky 1 pravého kondylu stehenní kosti

Graf . 5 ó Grafické znázorn ní pr m rné k ivosti k ivky 2 pravého kondylu stehenní kosti

Graf . 6 ó Grafické znázorn ní pr m rné k ivosti k ivky 3 pravého kondylu stehenní kosti

Graf . 7 ó Grafické znázorn ní rozdílné k ivosti jednotlivých femorálních komponent totální endoprotézy kolenního kloubu

## 4 Úvod

Pominuly doby, kdy byla medicína pouze a jen záležitostí léka a zdravotnického personálu. Dnes léka i úzce spolupracují s obory, které s lékařem stvím na první pohled nemají nic společného, avšak jde pouze o první dojem. Stále však již se ukazuje, že je potřeba zdravotnickou problematiku řešit z jiného úhlu pohledu a spolupracovat s různou kálou převážně technických oborů.

Pohyb je jednou z věcí, kterou v životě bereme jako samozřejmost. Nicméně čím dál tím více se setkáváme s jeho omezením i ztrátou. Důvodem je náchylnost některých částí lidského těla k degenerativním změnám. Nejvýraznější k těmto změnám jsou kloubní spojení a to zejména kloub kolenní. Je nespočet mnoho faktorů, které k degenerativním změnám přispívají. Jedná se například o obezitu, zranění, nemoc i nesprávný životní styl. Tyto zásadní negativní změny mohou vést až k poškození kolenního kloubu a toto poškození je doprovázeno omezením pohybu a bolestmi při pohybu, které později přetrvávají i v klidovém režimu. Prvotním řešením těchto problémů je konzervativní léčba. Pokud tyto metody selhají, přistupuje se k invazivnímu řešení - aloplastice, což představuje úplnou nebo částečnou rekonstrukci kolenního kloubu za použití cizího materiálu. Vývoj kloubních implantátů má více než 130-ti letou tradici a proto se na trhu objevuje neomezené množství typů implantátů, které jsou vyrobeny z různých materiálů.

Tato práce se zabývá kloubními náhradami z konstrukčního hlediska femorální části. Jednou ze zásadních podmínek pro bezproblémovou implantaci je co nejvyšší podobnost s anatomickými strukturami zejména s kondyly stehenní kosti, kdy zajištění jednotlivých kondylů je značně variabilní.

Následující text je rozdělen na dvě základní části. První, teoretická, část popisuje anatomické struktury kolenního kloubu. Dále se v teoretické části poukazuje na historii vývoje totálních endoprotéz doprovázených se základním rozdělením. Druhá, experimentální, část je zaměřena na rekonstrukci povrchové geometrie kondylu lidského femuru pomocí 3D scanneru a CT. Tato povrchová geometrie je posléze porovnávána s geometriemi komerčně vyráběných kloubních náhrad. Od tohoto výzkumu očekáváme odlišnosti v zajištění povrchových geometrií kondylů stehenní kosti a komerčně vyráběných implantátů.

## **5 Cíl bakalářské práce**

Cílem této bakalářské práce je seznámení se s možnostmi 3D skenování a následného zpracování dat ve formátu 3D. Dalším cílem je vytvoření statistického souboru ploch kondylu femuru pomocí 3D scanneru a výpočetní tomografie. Z tohoto statistického souboru bude vytvořena šprémová obecná plocha a ta bude porovnána s plochou komerčně dodávaným vzorkem totální kloubní náhrady.

## 6 Anatomie kolenního kloubu

Kolenní kloub (*articulatio genus*) představuje nejvtí a nejsložitější kloub v lidském těle (viz. Obr. 1). Jedná se o kloub, který je po celý život vystaven velkému zatížení, a proto se také nazývá jako **kloub zátěžový**. Stýkají se v něm 3 kosti (*femur, tibia a patella*) a mezi styčné plochy femuru a tibie jsou umístěny **kloubní menisky**. Femur s tibií tvoří kloub *femorotibiální* a kloub *femoropatelární* je tvořen femurem a patellou. Kloub nelze charakterizovat podle tvaru kloubních ploch, neboť kondyly mají v různých rovinách různé zakřivení. Stabilita kloubu je zajištěná zejména mohutnými kloubními vazy a silnými svaly, které se zde upínají nebo začínají.



Obr. 1 Anatomie kolenního kloubu [23]

### 6.1 Kost stehenní (femur, os femoris)

Kost stehenní je považována za nejvtí a nejsilnější kost v lidském těle. Je vystavena velkému zatížení. Jedná se o párovou kost a tato kost se dělí na čtyři základní části:



### 6.1.1 Caput femoris (hlavice kosti stehenní)

Hlavice kosti stehenní má průměr okolo 4,5 cm a její kloubní plocha odpovídá přibližně třem čtvrtinám plochy koule. Na vrcholu hlavice nalézáme *fovea capitis femoris*, což je jamka sloužící jako místo pro úpon *ligamentum capitis femoris* (nitrokloubní vaz).

### 6.1.2 Collum femoris (krček kosti stehenní)

Společně s tlem stehenní kosti vytváří **kolodíafyzární úhel** o průměrné hodnotě 125°. **Torsní úhel** je úhel mezi krčkem kosti stehenní a frontální rovinou, který má průměrnou hodnotu 10°.

### 6.1.3 Corpus femoris (tělo kosti stehenní)

*Corpus femoris* tvoří diafýzu kosti, má okrouhlý průřez a na kraniiálním konci vytváří dva hrboly (*trochantery*). *Trochanter major* (velký chocholík) vybíhá laterokraniálně. *Trochanter minor* (malý chocholík) vybíhá dorsomediálně. Součástí velkého chocholíku je vyhloubení vnitřní plochy známé jako *fossa trochanterica*. Tato plocha slouží jako místo k úponu *musculus obturatorius internus*, *musculus obturatorius externus*, *musculus gemellus superior* a *musculus gemellus inferior*. *Linea intertrochanterica* spojuje vpředu oba chocholíky a *crista intertrochanterica* spojuje zmíněné chocholíky vzadu. Tělo femuru sbíhá směrem od trochanteru šikmo mediokaudálně a je zde zejména lehké prohnutí charakteristické konvexitou směrem ujdící dopředu. Kromě již zmíněných hrbolů se na *corpus femoris* nacházejí specifické útvary. Jedním z útvarů je *tuberositas glutea*, což je drsnatina umístěná na zadní straně (pod *trochanter major*), která slouží jako místo pro úpon *musculus gluteus maximus*.

Dalším útvarem je *linea pectinea*. Je to krátká vyvýšenina ležící pod malým chocholíkem a slouží jako místo úponu pro *musculus pectineus*. *Linea aspera* je drsná linie, která sbíhá proximodistálně středem zadní strany těla stehenní kosti. Tato čára je tvořena dvěma liniemi: *labium mediale* a *labium laterale*. Mezi těmito liniemi

se rozprostírá *facies poplitea*, která je distálně ukončena *linea intercondylaris*, která spojuje oba kondyly. Na distálním konci této stehenní kosti jsou umístěny dva hrboly (na každé straně jeden). Na zevní straně je umístěn *epicondylus lateralis* (zevní epikondyl) a na vnitřní straně *epicondylus medialis* (vnitřní epikondyl).

#### 6.1.4 Condylus femoris

Kloubní plochy sloužící pro spojení s kostí holenní. Dělí se na *condylus lateralis*, který je umístěn na vnější straně a *condylus medialis*, jenž je umístěn na vnitřní straně. Na zadní straně jsou tyto dva kondyly odděleny útvarem, který se nazývá *fossa intercondylaris*. Na přední straně jsou kondyly spojeny *facies patellaris*. [1], [5]

## 6.2 Čekal (patella)

*Patella* je považována za největší **sezamskou kost** v těle. Její tvar lze přirovnat k tvaru trojúhelníku (viz. Obr. 2). Tato kost je umístěna v úponové šlacha *musculus quadriceps femoris*. Na čekaně jsou popisovány tyto základní části. *Facies anterior* (přední plocha) je zakryta úponovou šlachou *musculus quadriceps femoris*. *Facies articularis* (zadní plocha) hraničí s *facies patellaris*, přičemž je potažena silnou vrstvou chrupavky. Tato plocha je rozdělena na dvě fasety. Jejich tvary, velikosti a sklony jsou značně variabilní. *Basis patellae* představuje proximálně rozsáhlejší okraj kosti. *Apex patellae* je distální okraj kosti. [1], [5], [6]



Obr. 2 Patela [24]

## 6.3 Tibia ó kost holenní

Holenní kost se skládá ze t í základních ástí:

### 6.3.1 Condyli tibiae

Jejich kloubní plochy jsou tém ploché. Mediální kondyl je více vyhloubený a oválný, kdefto kloubní plocha laterálního kondylu je menší, plochá a tém rovná. Mezi popsanými kondyly se nachází *eminentia intercondylaris*. Před a za tímto útvarem se nacházejí místa pro úpon křížových vaz ( *area intercondylaris anterior*, *area intercondylaris posterior*). Mezi další útvary, které se nacházejí na kondylech, patří *facies articularis fibularis*, což je kloubní plocha určená pro spojení s fibulou. Dále je zde mohutná drsnatina (*tuberositas tibiae*), která slouží jako místo pro úpon *ligamentum patellae*.

### 6.3.2 Corpus tibiae

Tato kosti holenní má trojboký tvar. Na tibií se rozlišují tři hrany: *margo anterior*, *margo interosseus* a *margo lateralis*. *Margo anterior* je přední hrana, která je hmatná pod kůží. Těsně od vnějšího kondylu dolů mediálně se nachází *linea musculi solei*, což je vyvýšená drsná čára, na které začíná *musculus soleus*.

### 6.3.3 Distální část tibiae

Na distální části tibiae rozlišujeme několik útvarů. Distální část na své vnitřní straně pokračuje jako výběžek *malleolus medialis* (vnitřní kotník). Za vnitřním kotníkem je *sulcus malleolaris*. Je to zářez, kterým probíhají šlachy svalů z bérce do chodidla. *Facies articularis inferior* je kloubní plocha na distálním konci tibiae, která je místem skloubení s kostí hlezenní. [1], [5], [7]

š*Facies articularis malleoli medialis je pokračování kloubní plochy z distálního konce tibie na přilehlou plochu vnitřního kotníku.* (Šihák, 2001, s. 268)

## 6.4 Menisky

Menisky jsou popisovány jako lamely srpkovitého tvaru, které vyrovnávají tzv. **inkongruenci** v kolenním kloubu. Meniskus lze rozdělit na tři části: přední roh, střední část a zadní roh. V jednom kolenním kloubu se nacházejí dva menisky, které se navzájem odlišují tvarem i velikostí. Čipy menisků se upínají do *area intercondylaris anterior et posterior* umístěné na tibii. Obvod menisku je připojen ke kloubnímu pouzdru (viz. Obr. 3).

Mezi hlavní a nejdůležitější funkce menisku patří: rovnoměrné rozložení tlakových sil, tlumení nárazů, stabilizační funkce při poranění předního křížového vazů a napínání kloubního pouzdra a zároveň zabránění jeho usnutí.

### 6.4.1 Meniscus lateralis

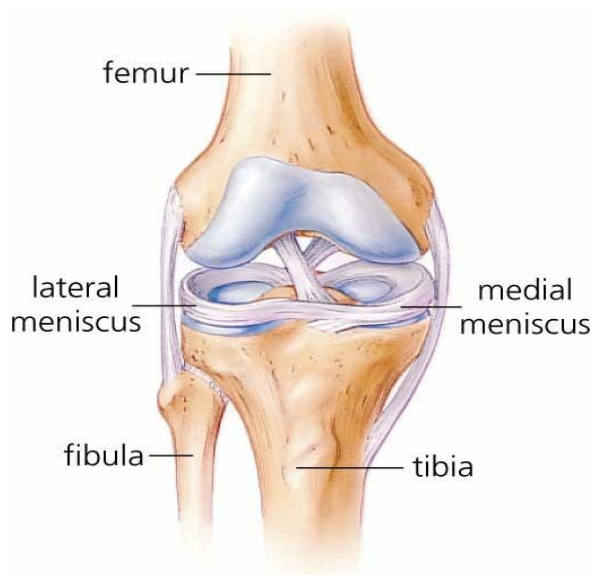
Laterální meniskus má tvar písmene šO. Přední roh je upevněn v těsné blízkosti předního křížového vazů. Zadní roh je upevněn na plochu umístěnou v *area intercondylaris posterior* a na zadní okraj *tuberculum intercondylare laterale*.

Laterální meniskus je svým zadním obvodem spojen s *musculus popliteus* (pomocí kloubního pouzdra) a tím pádem je ovlivován pohyby tohoto svalu. *Meniscus lateralis* je v porovnání s *meniscus medialis* menší, avšak pokrývá téměř celou plochu laterálního kondylu kromě malé centrální části. Výška laterálního menisku se výrazně nemění a pohybuje se mezi 4,5 mm a 6 mm. Jeho šířka je přibližně stejná a pohybuje se okolo 13 mm.

### 6.4.2 Meniscus medialis

*Meniscus medialis* je větší než *meniscus lateralis* a má tvar písmene šC a to

proto, fle úpony obou roh jsou od sebe více vzdáleny. Mediální meniskus je spojen se zadní částí vnitřního kolaterálního vazy. Dále je však spojen ve své dorsomediální části s přední částí úponové šlachy *musculus semimembranosus* a tím pádem je ovlivován pohyby tohoto svalu. [1], [5], [11], [13]



Obr. 3 Uložení menisků v kolenním kloubu [25]

## 6.5 Kloubní pouzdro

Kloubní pouzdro se upíná na tibií a na patelu při okrajích kloubních ploch, kdežto na femuru se upíná dále od kloubních ploch. Pouzdro se nenachází na epikondylech stehenní kosti, protože jsou zde připojeny klouby a vazy. Záhyb, kterým se pouzdro vpředu vyklenuje nad patelou nazýváme *recessus suprapatellaris*. Dalším útvarem, který je zde umístěn, je *bursa suprapatellaris*, což je těhový válek nad *recessus suprapatellaris*, s nímž splývá a tím je ztuhlý. [5]

## 6.6 Musculus articularis genu

*Musculus articularis genu* představuje samotný tlhlý sval umístěný

pod *musculus quadriceps femoris*. Tento sval sestupuje od přední strany kosti stehenní k *recessus suprapatellaris* kloubního pouzdra. Při pohybu táhne pouzdro vzhůru a tím jej napíná, čímž zabráňuje skřípnutí kloubního pouzdra mezi kloubní plochy. [5]

## 6.7 Zesilující vazivový aparát

Zesilující aparát kolenního kloubu je tvořen dvěma typy ligament. Jsou to **ligamenta kloubního pouzdra** a **nitrokloubní vazy** spojující femur s tibíí.

### 6.7.1 Ligamenta kloubního pouzdra

V předu kloubního pouzdra je nejdelší –lacha *musculus quadriceps femoris*, která je připojena na špičku. *Ligamentum patellae* je místem zanoření hrotu patelly. Tento ligament je pokračování –lacha *musculus quadriceps femoris*. Vazy, které pomáhají stabilizovat patellu, se nazývají *retinaculum patellae mediale et laterale* a jsou to pruhy jdoucí podélně po obou stranách patelly od *musculus quadriceps femoris* až k tibii.

Vnitřní postranní vaz (*ligamentum collaterale tibiale*) je vytvářen svislými a vzadu –íkmými vazivovými vlákny, které začínají na vnitřním epikondylu femuru a směřují k holenní kosti, kde se také upínají. Tento vaz je široký, plochý a jeho zadní část přiléhá ke kloubnímu pouzdru a mediálnímu menisku. Patří ke stabilizátorům kolenního kloubu.

Zevní postranní vaz (*ligamentum collaterale fibulare*) je oválný svazek ubírající se od vnějšího epikondylu směrem k hlavičce fibuly. Také patří ke stabilizátorům kolenního kloubu.

### 6.7.2 Zkřížené vazy

Za nejmožnější stabilizátory kolenního kloubu jsou však považovány

nitrokloubní zkřížené vazy.

Jsou uloženy ve fossa intercondylaris femoris mezi dvěma listy synoviální membrány, které se na přední ploše předního zkříženého vazu spojují. (Bartoněk, Heřt, 2004, s.186)

Přední zkřížený vaz (*ligamentum cruciatum anterius*) začíná na vnitřní straně laterálního kondylu a upevňuje se na přední interkondylární plochy. Vaz lze rozdělit na dvě části. **Anteromediální část** je delší, slabší a tvoří horní a přední okraj vazu. **Posterolaterální část** je naopak kratší, ale silnější a vytváří dorzální a spodní okraj vazu. Při flexi, která má úhel 90°, se obě části kříží na svém středě.

Zadní zkřížený vaz (*ligamentum cruciatum posterius*) začíná naopak na zevní straně mediálního kondylu a upevňuje se na zadní interkondylární plochy (*area intercondylaris posterior*). Nejslabší část je ve střední části a kaudálním směrem se rozšiřuje. I zde je možné vaz rozdělit na dvě části. Kratší a silnější část se nazývá **posteromediální** a část slabší a delší se nazývá **anterolaterální**.

Oba tyto vazy jsou přibližně stejně dlouhé, ale zadní zkřížený vaz je silnější než přední. Může být tedy považován za nejsilnější kolenní vaz. [1], [5], [14]

## 7 Biomechanika kolenního kloubu

Za nejvíce složitý a nejvíce opotřebovaný kloub v lidském těle je považován kloub kolenní. Pohyb v kolenním kloubu je kombinací valivého pohybu, rotace a posunu. Základní postavení kolenního kloubu je úplná extenze. Ve srovnání s kyčelním kloubem má kolenní kloub mnohem komplikovanější hybnost. Při tomto postavení jsou napjaty postranní vazy a všechny vazivové útvary uložené na zadní straně kloubu. Tento stav je označován jako *šuzam ené koleno*.

Základním pohybem kolenního kloubu je flexe a zprávně extenze. Pohyb z flexe do extenze a zpět je poměrně složitý a probíhá takto:

**Poáte ní (iniciální) rotace** je provázena začínající flexí v prvních pěti stupních pohybu. Při tomto jevu se tibia točí dovnitř. Osa tohoto pohybu jde z kloubní hlavičky femuru do středů vnějšího kondylu. Vnější kondyl se tedy otáčí a vnitřní kondyl se posouvá. Tento stav je označován jako *šodemknutí kolene*. Následuje **valivý pohyb**, který probíhá v meniskofemorálních kloubech. To tedy znamená, že se femur švalí po plochách tibie a menisku. V závěrečné fázi je pohyb ukončen **posuvným pohybem**, který dokončuje flexi. Konečná fáze flexe je spojena s posuvným pohybem v meniskotibiálním kloubu.

Extenze je opačný děj a celý proces probíhá opačným směrem až k závěrečné rotaci, kdy tibia touto zevní rotací zprávně šuzam ení kolene. Při flexi je pohyb zajišťován zkrácenými vazami, které zabírají pohyb, které jsou neřádné.

**Rozsah flexe** je 130- 160°. Ovšem aktivně ji lze provést maximálně do 140°. Toto omezení je způsobeno omezením stehenními a lýtkovými svaly. Zbývajících 20° lze provést pasivně například u dítěte. Pokud extenze dosáhne základního postavení (*šuzam ení kloubu*), je tu možnost pokračování tohoto jevu o dalších 5° do tzv. hyperextenze. Ve výjimečných případech může být v těle i více, avšak u zdravého kloubu by neměla přesahovat 15°. Patela je při flexi posouvána distálním směrem a při extenzi naopak proximálním směrem. [3], [4], [5], [7], [10], [15]



## 8 Totální endoprotéza kolenního kloubu

Implantace totálních endoprotéz je jednou z nejpopulárnějších operačních metod od konce první světové války. Pacienti s kloubním onemocněním plynule provádějí nepřetržitou bolest a dochází k postupné ztrátě správné funkce kloubu. Takto poškozený kloub je nahrazen implantátem v podobě totální endoprotézy kolene (viz. Obr. 4), což vede k ústupu bolesti a obnově správné funkce kloubu. [13]



*Obr. 4 Rentgenový snímek kolenního kloubu s implantovanou totální endoprotézou [27]*

### 8.1 Historie

První popsany pokus o náhradu lidského kolenního kloubu umělou kloubní náhradou byla implantace závěsného typu endoprotézy, která byla navržena Gluckem. Publikovány byly celkem tři operace této kloubní náhrady, která byla vyrobena ze slonové kosti a fixována byla pomocí pemzy, sádky, kalafuny a poniklovanými hřebíky.

V roce 1952 profesor Seedhom vypořádal závěsnou kloubní náhradu, která nahrazovala distální třetinu stehenní kosti a horní část holenní kosti a která byla vyrobena z dentakrylátového polymeru. Fixace obou komponent byla provedena ocelovými dlahami a šrouby. Tento typ umělé kloubní náhrady prošel několika

modifikacemi a používá se dodnes.

V roce 1968 zavedl Gunston do používání bezzávrtý polycentrický model.

*Štím byla otevřena nová éra kolenní rekonstrukce a tak po átkem sedmdesátých let za íná exploze vývoje nových typ kolenních náhrad. Prvními implantovanými nezávrtými náhradami byly nové typy Sheehan, 1971, Gschwend, 1972, Attenborough, 1973 a sférický typ, 1973.õ (Beznoska, 1987, s. 28)*

Obecn k historii vývoje um lých endoprotéz kolenního kloubu lze íci, že k zásadnímu obratu došlo poté, co na konci padesátých let Charnley zavedl *slow-friction arthroplasty*õ.

Díky komplikovanosti anatomických a biomechanických pom r v kolenním kloubu se m fíme setkat se zna ným po tem r zných variant model kolenních endoprotéz. [4]

*šMnohotvárnost model a zna ný po et originálních konstruk ních prvk íní náhradu kolenního kloubu zásadn odli-nou od náhrady kloubu ky elníhoõ (Beznoska, 1987, s. 30)*

## **8.2 Rozd lení kolenních endoprotéz**

Kloubní náhrady kolenního kloubu lze rozdlít do n kolika skupin dle r zných kritérií.

### **8.2.1 Cementované implantáty**

Jsou to implantáty, které jsou p í operaci upevn ny a fixovány pomocí vrstvy kostního cementu (polymethylmetakrylát). Kostní cement z jedné strany proniká do p ílehlé kostní tkán a na druhé stran p íléhá k implantátu. Podle zku-eností kostní cement velice dob e fixuje implantát v kostní tkání, protože umoží uje vyrovnní nerovností. Nesmírnou výhodou t chto implantát je možnost p ídání kontrastních látek í antibiotik do kostního cementu, což velmi usnad uje pr b h operace a zvy-uje ochranu proti infekcím. Tato metoda se používá zejména u komplikovaných nebo

rizikových případů. Další velkou výhodou kostního cementu je snížení krevních ztrát během operačního zákroku (uzavření spongiózních ploch kosti).

Nevýhodou použití kostního cementu jsou vedlejší účinky zbytkového tekutého monomeru, který je uvolněn do organismu v průběhu jeho polymerizace. Během polymerizace dochází ke zvýšení teplot a tím může docházet k nekrotickému poškození kostní tkáně. Velké problémy způsobuje kostní cement při revizních operacích, kdy dochází k rozsáhlému poškození spongiózní kosti.

### 8.2.2 Necementované implantáty

Spojení implantátu a kosti je v tomto případě realizováno bez pomoci kostního cementu. Předpokladem necementované fixace je použití vhodného materiálu, který je vhodný k použití ke spojení implantátu a kosti. Povrch implantátu je šedrsný. Během operačního zákroku je implantát zaveden a následně vsazen do kosti. V tomto případě se jedná o tzv. primární stabilitu či mechanickou fixaci. Pro tento typ kloubní náhrady bylo vyvinuto několik technologií a postupů, které umožňují primární přirůstání kostní tkáně speciálně upravenou kloubní náhradou (porézní povrch). Spojení kostí pomocí primárního přirůstání kostních struktur a implantátu se nazývá osteointegrace, která zajišťuje tzv. sekundární stabilitu či biologickou fixaci. Pro lepší fixaci se povrch implantátu pokrývá například vrstvou strukturovaného porézního kovu o stejném složení jako implantát. Další možností jsou implantáty s keramickými vločkami, které obsahují látky, které jsou schopny se podílet na tvorbě kostní tkáně. Ve většině případů se jedná o kombinaci mechanické a chemické vazby.

Operační proces u necementovaných implantátů je mnohem náročnější na přesnost opracování povrchu kostí. V tomto případě je i velice důležitá kvalita a vitalita kostní tkáně. Výhodou tohoto typu náhrady je jednodušší průběh revizních operací. Nevýhodou je vysoká provozní cena náhrad a vyšší krevní ztráty v průběhu operačního zákroku.

### **8.2.3 Hybridní implantáty**

Tento typ je kombinací cementovaného a necementovaného implantátu. Hybridní implantáty vyúsílávají bezcementovou komponentu na femuru a cementovou komponentu na tibií. Výhodou implantátu je omezení problému s opracováním kostní tkáně.

### **8.2.4 Závěsné endoprotézy**

Spojení tibiální a femorální části je zajištěno pomocí špičky. Toto spojení zamezuje rotaci kloubu a zajišťuje pohyb pouze v jedné rovině. Výhodou tohoto typu je dobrá vnitřní stabilita. Použití závěsné kloubní náhrady se vyúsílává při rozsáhlejších deformacích, které jsou spojeny s osovou nestabilitou a dále při revizních operacích. Nevýhodou závěsného implantátu je nutnost odstranění většiny množství kostní tkáně, což je někdy provázeno komplikacemi.

### **8.2.5 Kondylární (anatomické) endoprotézy**

V tomto případě není femorální část spojena s tibiální částí a tím je umožněn větší rozsah pohybu. K implantování kondylární endoprotézy je nutná pouze minimální resekce kosti. Obvykle je kondylární endoprotéza vyráběna ve dvou variantách. Standardní varianta předpokládá zachování zkrácených vazů. Totální varianta má centrální výběžek, který nahrazuje funkci zkrácených vazů. Fixace je zajištěna díky tvaru šlů.

### **8.2.6 Unikondylární endoprotézy**

Při poškození pouze jednoho kondylu femuru je možné přistoupit k implantaci

unikondylární náhrady. Zejmou výhodou je zde menší invazivnost zákroku, rychlejší rehabilitace a kratší operativní čas. [4], [7], [10], [11]

### **8.3 Výrobní materiál totální endoprotézy kolenního kloubu**

Požadavky na materiál jsou velmi vysoké a přísné. Mezi nejdůležitější požadavky na použitý materiál patří biokompatibilita, maximální životnost, vyšší pevnostní vlastnosti než u přirozené kosti a minimalizování únavy materiálu.

#### **8.3.1 Kovové materiály**

Kovy a jejich slitiny představují nejvýznamnější skupinu materiálů používaných ve výrobě kloubních náhrad. Příčinou tohoto jevu je fakt, že kovové materiály se vykazují dobrými mechanickými i chemickými vlastnostmi. Obecně lze říci, že vlastnosti kovů závisí s úvahou o uspořádání atomů kovů v krystalové mřížce. K základním kovům se přidávají legující prvky. Slitiny, které se používají k výrobě kloubních náhrad, vyžadují rozsáhlé znalosti z hlediska kombinace přídatných a základních prvků, protože životnost endoprotézy kolenního kloubu závisí na vhodné kombinaci kovových materiálů. Mezi nejčastěji používané materiály patří:

- **Korozivzdorná ocel typu Cr-Ni-Mo**

Mezi nejčastěji používanou slitinou patří korozivzdorná ocel. Je to z důvodu nízkých nákladů a snadného technického zpracování. Její použití je běžné ve stavu po rozpouštění a následném chlazení. Často je proces, kdy je ocel zpracována při vysokých teplotách 1000°C a 1500°C a následným ochlazením ve vodě nebo vzduchu. Pomocí dalších procedur lze docílit vyšší pevnosti. Tento typ ocele není náchylný na plastické lomy. Materiální únavu se zabývá zvýšením meze kluzu, pevnosti a odolnosti na homogenitu materiálu.

- **Slitiny na bázi Co-Cr-Mo**

Tento typ slitin se používá zejména díky jeho biokompatibilitě, dobrého

technologického zpracování, korozivzdornosti a fládoucím mechanickým vlastností. Vytvá ením slitiny za tepla je mofno docílit lep-ích mechanických vlastností. Jednou z nejvýznamn j-ích výhod tohoto typu slitin je vysoká odolnost proti opot ebení. Nevýhodou je v-ak vysoká cena implantátu.

- **Titan a jeho slitiny**

Titan se vyzna uje relativn malou hustotou ( $\rho = 4500 \text{ kg.m}^{-3}$ ) a vysokou korozní odolností. Nicmén technologický proces výroby titanového polotovaru je sloflitý a nákladný. ístý titan je prvek, který je velmi plastický, av-ak nepatrné p idání p ím sy zvy-uje pevnost a sniřluje plasticitu. Mezi prvky, které zvy-ují únavu materiálu, pat í O, N a H. Proto je nutné provád t výrobu titanových slitin ve vakuu. Jako nejvhodn j-í slitina se ukázala slitina titanu a hliníku í slitina titanu a vanadu. Mezi dal-í vhodné prvky je nutné zmínit Mo, Mn, Cr a C.

### 8.3.2 Nekovové materiály

- **Plasty**

Plasty jsou makromolekulární látky (polymery). Jsou tvo eny makromolekulárními et zci, což jsou dlouhé molekuly s opakující se základní strukturou. Plasty elementárn d líme na p írodní nebo syntetické.

Nejvhodn j-ím plastovým materiálem pro výrobu kloubních náhrad se ukázal nízkotlaký polyetylen. Jeho struktura je mnohem pravideln j-í než u jiných zp sob výroby následkem čehoř se vyzna uje lep-ími mechanickými vlastnostmi. Pouřlití polyetylenu má n kolik výhod. Hlavní výhodou je zejména jednoduché zpracování, vysoká odolnost proti opot ebení, biokompatibilita a nízký sou initel t ení. V dne-ní dob se nejlépe osv d il ultravysokomolekulární polyetylen, který se vyzna uje nejvhodn j-ími vlastnostmi (nízký sou initel t ení, vysoká hodnota vrubové houřevnatosti, odolnost proti opot ebení). Jeho nevýhodou je nutnost sterilizace p i nízkých teplotách a proto je nutné jej sterilizovat ozá ením gama paprsky.

- **Keramika**

Keramický materiál lze definovat jako anorganickou nekovovou látku složenou z přírodních i chemických sloučenin. Jsou vyráběné z právkových surovin a následně zpevněny žárovým procesem, kdy dochází k tzv. slinování a tím dochází ke zvýšení pevnosti. Keramiku lze obecně rozdělit na oxidovou, silikonovou, uhlíkovou, zirkoniovou a smíšenou. Nevýhodou keramiky je křehkost a jako nejvhodnější se volí její kombinace s ultravysokomolekulárním polyetylenem.

- **Kompozitní materiály**

Kompozity jsou materiály, které se vyznačují pevností, ale zároveň i houževnatostí a jinými výhodnými vlastnostmi jako je například vysoký modul pružnosti. Skládají se nejčastěji ze dvou složek (fází) jiného chemického složení. [4], [7], [10], [11], [12], [14]

*ŠZa složku (fázi) se považuje každá chemicky a fyzikálně definovaná složka kompozitního systému, která je od ostatních složek oddělena fázovým rozhraním. S výjimkou speciálních případů tedy nejde o heterogenní systémy vzniklé vylučováním sekundárních fází, s nimiž se setkáváme například ve slitinách kovů* (Beznoska, 1987, s. 150)

## 9 Výpočetní (počítačová) tomografie

Výpočetní tomografie (*Computed Tomography*) je jednou z nejznámějších a nejbližší užívanou radiodiagnostickou metodou. Tato vyšetovací metoda je nebolestivá a lékařům dává možnost prohlédnout vnitřní orgány celého těla. Význam slova štomografie pochází z řeckého slova *štomos*, což znamená sekci, řez.

### 9.1 Historický úvod

Základy pro vznik této vyšetovací metody položil v roce 1895 W. C. Röntgen objevením rentgenového záření.

Autorem idey medicínsky využitelné transversální tomografické metody je považován Alan McCormick, který v roce 1963 položil matematické základy pro tuto vyšetovací metodu. I přes široké využití a oblíbenost této metody uteklo téměř deset let od teoretického vypracování do zkonstruování prvního výpočetního tomografu, který by byl v praxi použitelný. V roce 1972 byl tento první výpočetní tomograf-hlavový EMI Mark I. sestaven Godfreyem Hounsfieldem. Tento přístroj produkoval zobrazení s malou rozlišovací schopností s maticí 80 x 80 bodů. Jedno zobrazení se provádělo v řádek několik minut. O sedm let později byli Alan McCormick a Godfrey Hounsfield oceněni Nobelovou cenou za medicínu. [8]

### 9.2 Princip výpočetní (počítačové) tomografie

Výpočetní tomografie vznikla na základě možnosti digitálního (počítačového) zpracování dat získaných z vyšetření počítačovým tomografem. Mezi nejdominantnější prvky, které se podílejí na tvorbě tomogramu, patří rentgenka, detektory (scintilační, plynové nebo keramické) a pacient. Výpočetní tomografie pracuje na denzitometrickém



principu, což znamená, že detektor u CT přístroje zaznamenává oslabené záření po průchodu strukturami těla.[8], [9]

*Ze mnohonásobné projekce jsou získána data o pohlcení záření v tkáni. Superprojekcí a výpočtem založeným na Fourierově transformaci se vyhodnotí míra celkového zeslabení záření a jednotlivých bodů prostoru. Matematicky se vytvoří matice bodů, jež se nazývají obrazové body či pixely (picture element). Ve skutečnosti odpovídají hranolům, jejich výška je dána kolimací-tyto hranoly nazýváme voxely (volume element). Celé zobrazení v jednom řezu je dáno tedy čtyřmi rozměry - první rozměr je poloha v ose X, druhý rozměr je poloha v ose Y, třetí Z rozměr je šířka kolimace a čtvrtým rozměrem je míra zeslabení záření v daném bodě prostoru - tzv. hustota.* (Ferda, Novák, Kreuzberg, 2002, s. 13)

### 9.3 Složení výpočetní (počítačové) tomografie

Jak již bylo řečeno, vývoj výpočetní tomografie prošel spoustou inovací od svého prvního použití v praxi, nicméně základní prvky jsou shodné pro všechny přístroje.

#### 9.3.1 Zdroj záření

Jako umělý zdroj záření se používá tzv. rentgenka. Jedná se o vakuovou trubici, která obsahuje dvě elektrody: katodu a anodu. Katoda má tvar spirály. Anoda může být pevná či rotační. Rentgenka je zařízení, které produkuje záření o různých vlnových délkách.

*Je nutno ze svazku záření maximálně odfiltrovat méně energetické složky s velkou vlnovou délkou. Maximální filtrace primárního svazku je limitována mnohými technickými aspekty, například tepelnou kapacitou rentgenky. Při filtraci primárního svazku totiž není oslabována jenom část spektra s dlouhou vlnovou délkou, ale i paprsky o žádoucí vlnové délce. Proto je při každém zvýšení filtrace nutno zvýšit i celkové množství emitovaných paprsků. K omezení vlastního vzniku máloenergetického záření*

*rentgenka pracuje s tvrdým zářením o napětí 120-140 kV. Pro omezení negativního působení značné množství vzniklého tepla se rentgenka pro výpočetní tomograf obsluhuje pulzní a využívá dokonalý systém chlazení.* (Eliáš, Máca, Neuwirth, Válek, 1998, s. 11)

### 9.3.2 Detektory záření

Detektory slouží k registraci množství rentgenového záření, které projde pacientem v průběhu vyšetření. Intenzita záření je po průchodu vyšetřovaným oslabena a toto oslabení je potom poměrně atomovému číslu prvku v tkáni. Registrovaná intenzita záření dopadá na detektory, kde se přeměňuje na elektrický analogový signál, který je úměrný velikosti záření. Poté je signál přeměněn z analogových hodnot do digitálních (analogový-digitální převodník) se informace ve formě surových dat (hrubá, raw data) předává k dalšímu zpracování obrazovému počítači.

### 9.3.3 Gantry, vyšetřovací stůl

Neodmyslitelnou součástí CT je vyšetřovací tunel (gantry) a vyšetřovací stůl. Gantry je část stativu, ve kterém je uložena rentgenka s krytem, chladicí systém, soubor detektorů a zařízení pro pohyb detektorů a rentgenky v průběhu vyšetření. Jsou zde přítomna i jiná zařízení v rámci chladicího systému. Tato část stativu je v základní poloze kolmá k desce vyšetřovacího stolu, avšak gantry je možno v omezeném úhlu (max.  $\pm 30^\circ$ ) sklápat podél horizontální osy a tím volit rovinu zezu. Ve středu gantry se nachází kruhový otvor o průměru 50 až 70 cm, do kterého se zasouvá úložná deska stolu. Převážná většina přístrojů je vybavena optickým křížem, který slouží k nastavení linie střebiny. Touto středinou prochází záření poté, než vyšetření pacienta, proto je potřeba, aby se vyšetřovaná vrstva ocitla v úrovni střebiny.

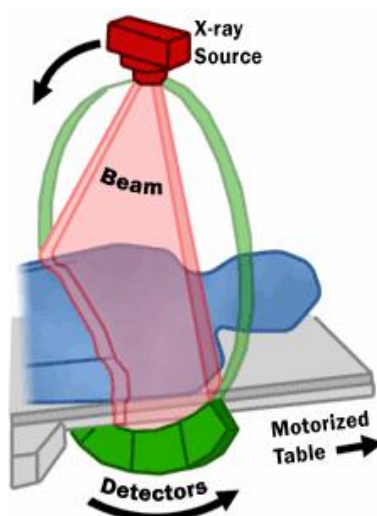
Vyšetřovací stůl se pohybuje spolu s motoricky pohyblivou úložnou deskou, která se pohybuje ve dvou směrech. Pacient je uložen horizontálně na vyšetřovací stůl.

### 9.3.4 Výpočetní systém

Výpočetní tomografie pracuje se dvěma výkonnými počítači. První počítač koordinuje a synchronizuje soubor funkcí celého zařízení. Údaje jsou zasílány v číslicové podobě do zobrazovacího zařízení. Toto zařízení provádí matematické zpracování a korekci dat. Dále nedílnou součástí CT je digitálně-analogový převodník, který převádí absolutní číselné hodnoty podle nastavení velikosti okénka a středů okénka na relativní hodnoty odstínů. Díky tomu vzniká na obrazovce viditelný obraz. Všechna data, která jsou zpracovávána, se do systému uchovávají v digitální formě na pevném disku nebo v operační paměti.

### 9.3.5 Ovládací pult (ovládací konzole), záznamová zařízení

Obsluhovou a komunikační složkou výpočetní tomografie je ovládací pult, pomocí kterého se zadávají základní podmínky vyšetření. Klávesnice ovládacího pultu je velmi podobná klasické klávesnici počítačů. Nicméně je tato klávesnice doplněna o speciální klávesy a jiná příslušenství. Komunikaci s počítačem a samotným přístrojem sledujeme na monitoru počítače, který pracuje s vysokým rozlišením. Ovládací pult je doplněn o kontrolky, díky kterým může obsluha hlídat průběh vyšetření a neporušenost přístroje. Pro komunikaci pacient-personál je k dispozici rozhlas a kamerový systém. [8], [9]



Obr. 5 Pacient a snímací systém [26]

## 10 Funkce tvaru

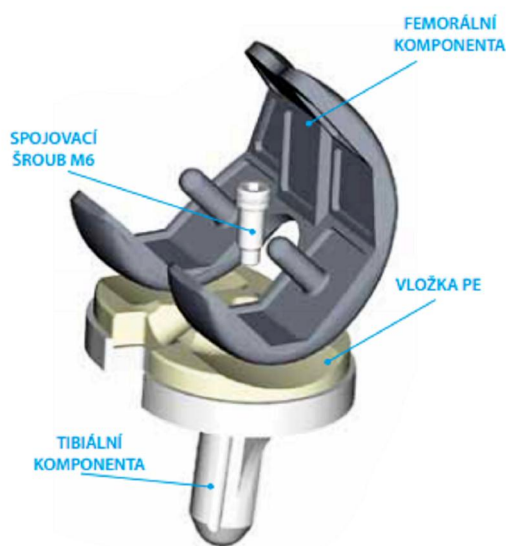
Každá kloubní náhrada musí tvarově plnit dvě základní funkce. První z nich je funkce kloubu, který má nahradit a druhá funkce je spolehlivé ukotvení v kloubním sektoru selektu. Umělé kloubní endoprotézy mají dvě části: **část funkční** a **část kotvící**.

Jak již bylo řečeno dříve, u kloubu kolenního je napodobení anatomické struktury velmi obtížné, protože každý jednotlivý kloub je z anatomického hlediska originálem. Dále je nutné radikálně respektovat požadavek na tvarové vyplnění prostoru povodního kloubu v měkkých tkáních, protože nevyplněné prostory zhoršují průběh hojivých procesů, kdy krevní výron vyplní prázdné prostory a zvyšuje tím riziko infekce. [4]

## 11 Obecný konstrukční popis totální endoprotézy kolenního kloubu

**Femorální komponenta**, která v maximální možné míře imituje tvar femorálních kondylů, je rozdělena na kontaktní (artikulační) plochu a na fixační plochu a je vyrobena z kovového materiálu a na její ventrální straně se nachází artikulární plocha pro šlák. Ke stabilnímu ukotvení slouží tzv. dvojitý profil, což je systém malých a velkých výstupků. Malé výstupky slouží k lepšímu kontaktu cement-implantát. Velké výstupky zajišťují přesnost usazení implantátu v kosti a stabilitu.

**Tibiální komponenta** existuje ve dvou provedeních-standardní a totální. Standardní provedení se vyznačuje centrálním výběžkem, který dovoluje zachovat interkondylickou eminenci s úpony zklíněných vazů. Plocha pro fixaci je tvořenaadou výstupků a drážek. Tento systém umožní uje kvalitní fixaci v kostním cementu s použitím minimálního množství. Totální provedení tibiální komponenty má na kontaktní (artikulační) platě centrální výběžek, který nahrazuje zklíněné vazy a omezuje rotace ve flexi a extenzi. Fixační plocha je též tvořena tzv. dvojitým profilem. Dále se zde nachází drážka ve tvaru šlaku, který zlepšuje stabilitu a ukotvení tibiální komponenty v kosti. Tato kotvící část se vyrábí v několika částech a to umožní uje vyrovnávat v tříosové deformace. [13]



Obr. 6 Příklad totální náhrady kolenního kloubu typ SVL/SVS [18]

## 12 Druhy implantátů

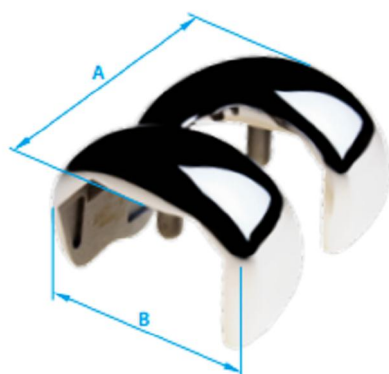
### 12.1 Primoimplantáty

#### 12.1.1 Totální náhrada kolenního kloubu typ SVL/SVS

Tento typ kloubní náhrady je určen pro operace, které zachovávají zadní zkřížený vaz. Dále tento typ nabízí možnost léčit defekty femoropatelního i femorotibiálního. Femorální část je vždy vyrobena z kobaltové slitiny, tibiální část je vyrobena z titanové slitiny, vložka PE (polyetylen) je z ultravysokomolekulárního PE a patela se vyrábí také z ultravysokomolekulárního PE. [18]

Tab. 1 Velikostní tabulka femorální komponenty typu SVL/SVS [18]

Velikost	Provedení	Rozměr [mm]	
		A (transverze)	B (anteroposterior)
1	L, R	57	52
2	L, R	64	56
3	L, R	70	60
4	L, R	72	64
5	L, R	76	68
6	L, R	80	74



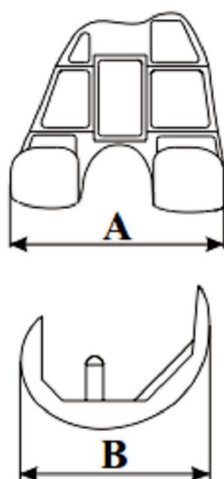
*Obr. 7 Femorální komponenta typ SVL/SVS [18]*

### **12.1.2 Totální náhrada kolenního kloubu typu SVL/RP**

Implantát typu SVL/RP umožní uje jednoduchou fixaci při minimální kostní resekci. [19]

*Tab. 2 Velikostní tabulka femorální komponenty typu SVL/RP [19]*

Velikost	Provedení	Rozměry [mm]	
		A (transverze)	B (anteroposterior)
2	L, R	64	56
3	L, R	70	60
4	L, R	72	64
5	L, R	76	68
6	L, R	83	74



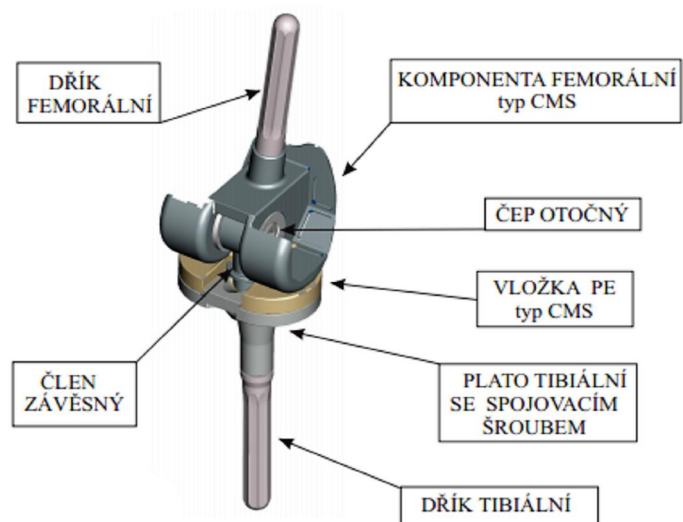
*Obr. 8 Náčrt femorální komponenty typu SVL/RP [19]*

## 12.2 Revizní implantáty

### 12.2.1 Totální náhrada kolenního kloubu typ CMS

Tento typ kloubní náhrady se používá jako revizní implantát zejména v případech, kdy se u pacienta vyskytnou deformace a tlaká instabilita kolenního kloubu nebo pacient s kostními nádory v oblasti kolene i s velkými kostními defekty odlišného původu. Implantát se skládá z následujících komponent: femorální komponenta typu CMS, tibiální komponenta typ CMS, artikulární vložka typ CMS, len závěsný, otočný ep, femorální dílek typ SVR a tibiální dílek typ SVR. [20]

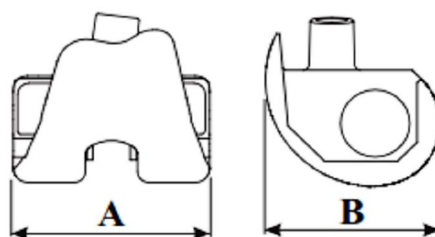




Obr. 9 Nákres totální endoprotézy kolenního kloubu typ CMS [20]

Tab. 3 Velikostní tabulka femorální komponenty typu CMS [20]

Velikost	Provedení	Rozm r [mm]	
		A (transverze)	B (anteroposterior)
2	L, R	64	56
3	L, R	68	60
4	L, R	72	64
5	L, R	75	68

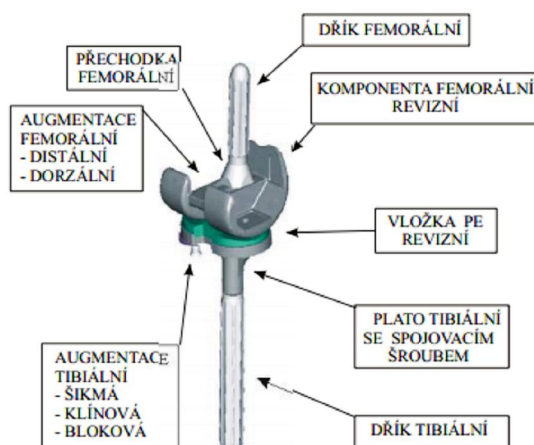


Obr. 10 Nákres femorální komponenty typ CMS [20]

### 12.2.2 Revizní totální náhrada kolenního kloubu typ SVR

Cementovaný revizní implantát s dorsální stabilizací nahrazuje zadní zkřížený

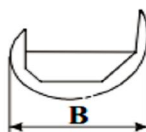
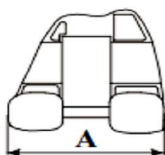
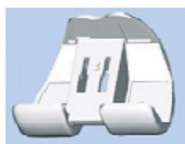
vaz. Implantát je určen pro revizní operace, kdy došlo k uvolnění komponent s velkými kostními ztrátami nebo v případech vazivové instability. Náhrada se skládá z těchto částí: femorální komponenta typ SVR, tibiální komponenta typu SVR, artikulární vložka typ SVR, femorální dílek typ SVR + femorální přechodka, tibiální dílek typ SVR a další volitelné komponenty (augmentace tibiální/femorální).[21]



Obr. 11 Nákres totální endoprotézy kolenního kloubu typ SVR [21]

Tab. 4 Velikostní tabulka femorální komponenty typu SVR[21]

Velikost	Provedení	Rozměry [mm]	
		A (transverze)	B (anteroposterior)
2	L, R	64	56
3	L, R	68	60
4	L, R	72	64
5	L, R	76	68
6	L, R	80	72



*Obr. 12 Nákres femorální komponenty typ SVR [21]*

## 13 Základní pojmy k křivosti

### 13.1 Oskulační kružnice, poloměr křivosti, střed křivosti, křivost

Je-li parametricky daná rovinná křivka  $x = f(t)$ ,  $y = h(t)$  a v každém jejím bodu chceme nalézt kružnici, která nejlépe vystihne průběh křivky v okolí daného bodu  $T$ . Tato kružnice se nazývá jako **kružnice oskulační**, nebo také jako **kružnice křivosti**. Střed této kružnice leží na normále křivky v bodu  $T$  a jeho vzdálenost od bodu  $T$  je nazýván jako **poloměr křivosti  $R$** .

**Poloměr křivosti  $R$**  je tedy vzdálenost mezi středem oskulační kružnice (kružnice křivosti) a zmíněným bodem  $T$  a lze ho spočítat tímto způsobem:

$$R = \frac{\sqrt{(x'^2 + y'^2)^3}}{x'y'' - x''y'} \quad (1)$$

**Střed křivosti** je střed  $S$  oskulační kružnice. **Křivost** je převrácená hodnota poloměru křivosti ( $K = 1/R$ ) a udává velikost zakřivení křivky v bodu. Je to jeden z prvků, který charakterizuje křivku. [2], [31]

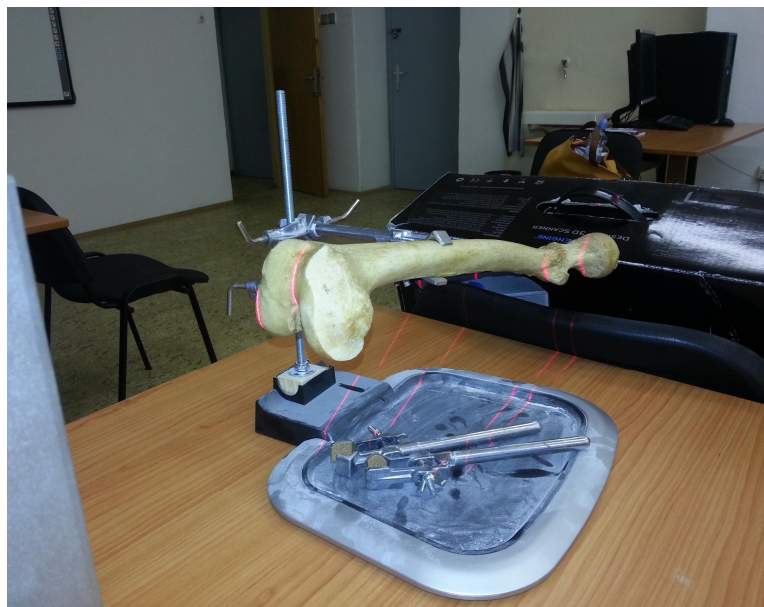
## 14 Návrh a postup

Prvním krokem pro provedení měření zakřivení kondylu femuru bylo navržení měřicího postupu. Snímání pomocí 3D scanneru jsme rozvrhli do několika základních kroků. Prvotním krokem bylo vytvoření statistického souboru pro získání průměrné hodnoty zakřivení plochy kondylu stehenní kosti. Tento statistický soubor byl vytvořen z 20ti vzorků stehenních kostí bez chrupavek a jiných tkání, které jsme si zapůjčili z LF Hradec Králové (viz. Obr. 13). Jednotlivé vzorky nebyly blíže specifikovány (věk, pohlaví).



*Obr. 13 Ukázka vzorku zkoumané stehenní kosti*

Stehenní kost jsme upevnili do stojanu (viz. Obr. 14) a umístili do správné polohy před 3D scanner NextEngine tak, aby kondyly umístěné na distálním konci stehenní kosti byly přímo naproti snímači jmenovaného 3D scanneru (viz. Obr. 15). Snímání každého kondylu proběhlo v HD kvalitě prioritně z přední strany a poté ze strany laterální a mediální z důvodu co nejlepšího zachycení snímaného zakřivení. Vzhledem k rozmanitosti a různému stáří kostí byla kvalita skenů různorodá a v některých případech, kdy sken nebyl kvalitně dobrý, bylo nutné použít křídový prášek, který zvýrazní strukturu a tvar kondylu. Zpracovaná data byla v průběhu snímání postupně přenášena a ukládána do počítače ke zpracování.



*Obr. 14 Upevnění stehenní kosti ve stojanu*



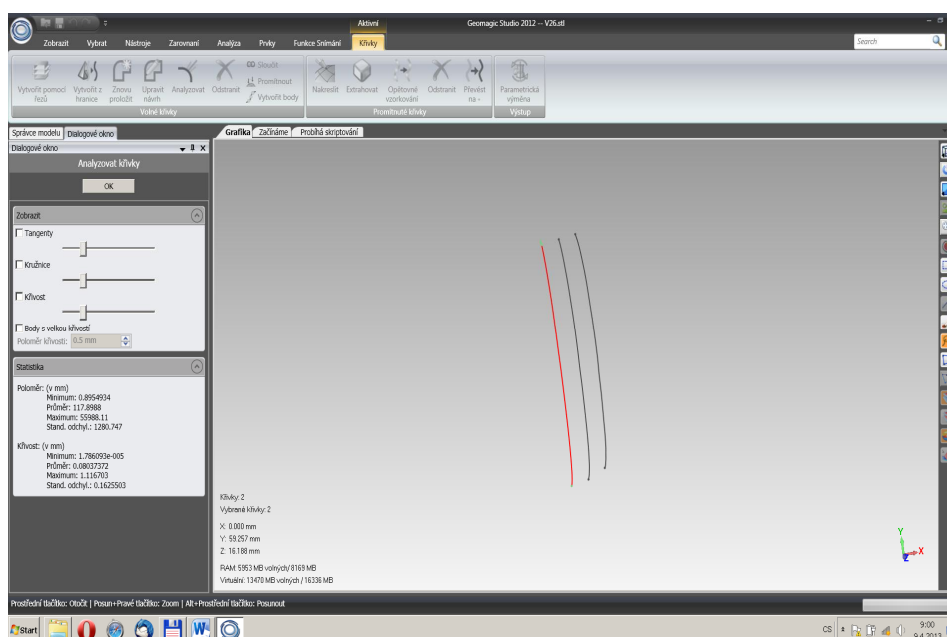
*Obr. 15 Upevnění stehenní kosti ve stojanu a umístění před 3D scanner*

Získaná data jsme přeformátovali do formátu STL (Stereolithografie), což je formát, který byl původně vyvinut jako výstupní formát pro 3D skenování.

Nasnímaná a přeformátovaná data byla převedena do softwaru k dalšímu

zpracování. Jako vhodný software pro analýzu klivosti jsme zvolili program Geomagic Studio. Jednotlivě jsme oba kondyly nahráli do zmiňovaného pracovního prostředí. Po dohodě s vedoucím práce byl zpracován každý kondyl zvlášť, proto byly kondyly rozděleny na šlevý kondyl a šprávný kondyl.

Pomocí programu Geomagic Studio probíhala vytvoření klivek, které vznikly jako řezy modely. Tyto klivky byly vytvořeny celkem třís odstupem 5 mm, které jsme si označili jako šKlivka 1, šKlivka 2 a šKlivka 3 a poté jsme klivky vhodně rozmístili. Vzhledem k variabilitě a rozmanitosti tvaru kondylu bylo umístění klivek odhadované. Následně probíhala analýza klivek (viz. obr. 16). Z této analýzy jsme získali potřebná data zaměřená na klivost jednotlivých klivek. V programu Microsoft Excel 2007 jsme si vytvořili tabulku zaměřenou na hodnoty klivosti a to konkrétně na maximum, průměr, minimum a stand. odchylka. A kolik jsme si všechny hodnoty uvedené v tabulce sepsali, středem našeho zájmu byla hodnota průměr, která byla dle našeho názoru nejvhodnější. Tento postup byl zvolen pro všechny klivky u šlevého i šprávného kondylu.

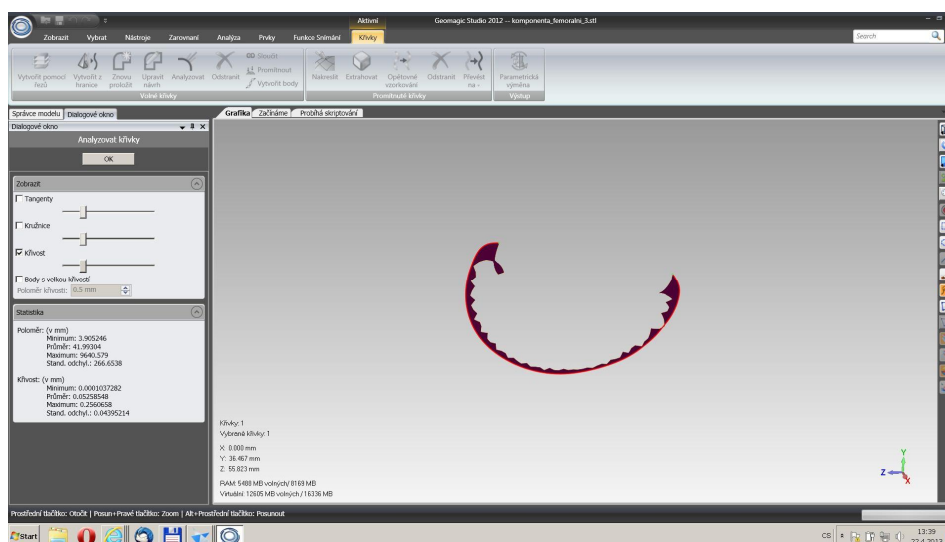


Obr. 16 Analýza klivek v softwaru Geomagic

Podobným způsobem jsme postupovali i v případě získání klivky nutné pro zmapování zakřivení femorální komponenty. K dispozici jsme měli celkem 5 vzorků levé femorální komponenty různých velikostí. Vzhledem ke stejnému zakřivení



ve v-ech místech vnit ní strany levého i pravého kondylu jsme umístili jednu k ivku pouze na jeden kondyl každé femorální komponenty. Vytvo ení k ivky a její pozd j-í analýza prob hla v programu Geomagic. Získaná data byla zaznamenána do tabulky a byla vypo ítána špr m rnáõ hodnota zak ivení získaných model femorálních komponent. V-echna nam ená data byla vyhodnocena a vzájemn porovnána.



*Obr. 17 Analýza k ivky femorální komponenty v softwaru Geomagic*

## 14.1 3D digitalizace

Digitalizace je proces, kdy jsou prostorové souřadnice objektu postupně nasnímána a dále pak zpracována jako data, která jsou převedena na 3D model objektu. 3D digitalizace umožňuje převést reálné objekty do digitální podoby. Tento proces převádění je umožněn zařízením, které se nazývá 3D scanner. Princip tohoto scanneru je založen na naskenování povrchu snímaného objektu v diskrétních bodech, pomocí kterých je objekt vytvořen a zobrazen jako tzv. mrak bodů. Mrak bodů charakterizuje část plochy, která byla snímána pomocí 3D scanneru. V tomto konkrétním případě byl použit 3D scanner NextEngine. Je to optický a bezdotykový 3D scanner. Tento typ scanneru nabízí možnost snímat volné organické tvary, měkké materiály a po následné



úprav povrchu, kdy je povrch zmatný pomocí křídových sprejů, i pro hladké a lesklé objekty. [30]

#### **Parametry přístroje**

- **Velikost skeneru NextEngine:** 90 x 220 x 280 mm
- **Velikost snímaného objektu:** není omezena
- **Pracovní prostor:** 130 x 96 mm v režimu Macro, 256 x 343 mm v režimu Wide
- **Rozlišení:** 400 DPI v režimu Macro a 150 DPI v režimu Wide
- **Přesnost:**  $\pm 0.13$  mm v režimu Macro a  $\pm 0.38$  mm v režimu Wide
- **Rychlost snímání:** 50.000 bodů /sec

[32]



*Obr. 18 Laserový 3D scanner NextEngine [29]*

## 15 Výsledky měření

### 15.1 Použití vzorce

- **Aritmetický průměr** nejpravděpodobnější hodnota výsledku měření

$$\bar{x} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n x_i \quad (2)$$

- **Standardní kvadratická chyba aritmetického průměru** nejistota, s jakou přesností byl aritmetický průměr určen

$$\bar{s} = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (\bar{x} - x_i)^2}{n(n-1)}} \quad (3)$$

- **Pravděpodobná chyba aritmetického průměru** udává hodnotu chyby, při které je 50 % pravděpodobnost, že se hodnota přesná neliší od aritmetického průměru více, než o tuto hodnotu

$$\bar{g} = \frac{2}{3} \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (\bar{x} - x_i)^2}{n(n-1)}} \quad (4)$$

- **Krajní chyba měření** je chyba, v jejímž rozmezí se nachází správná hodnota s pravděpodobností 99,73 % [28]

$$\bar{K} = 3\bar{s} \quad (5)$$

## 15.2 Analýza k ivosti k ivky 1 levého kondylu stehenní kosti

Tab. 5 Výsledky analýzy k ivosti k ivky 1 levého kondylu stehenní kosti

Levý kondyl	K ivost [mm]			
íslo vzorku	K ivka 1			
	Minimum	Pr m r	Maximum	Stand.odchyl
1	4,65E-005	0,1452	2,5977	0,2567
2	4,46E-006	0,2127	4,1265	0,1285
3	2,25E-005	0,3469	3,6522	0,5769
4	2,96E-005	0,3884	2,9167	0,4099
5	3,22E-004	0,4494	2,9639	0,4920
6	1,34E-005	0,1257	1,4627	0,1483
7	1,37E-005	0,1035	0,7280	0,0931
8	1,79E-005	0,0804	1,1167	0,1626
9	5,77E-005	0,1906	2,1942	0,3658
10	1,12E-006	0,0586	0,2222	0,0427
11	7,78E-005	0,4044	3,8453	0,5116
12	5,67E-005	0,1081	0,7720	0,1223
13	7,39E-005	0,2789	4,5698	0,3830
14	7,76E-005	0,3356	0,3356	0,0676
15	3,05E-004	0,2371	2,2656	0,3197
16	4,70E-005	0,0753	0,3759	0,0678
17	5,56E-004	0,4275	3,2527	0,4842
18	2,06E-005	0,4717	3,3510	0,6347
19	2,05E-004	0,3301	2,2266	0,3153
20	1,18E-004	0,1934	2,9193	0,3823
Pr m r	1,03E-004	0,2482	2,2947	0,2983

### Výpo et

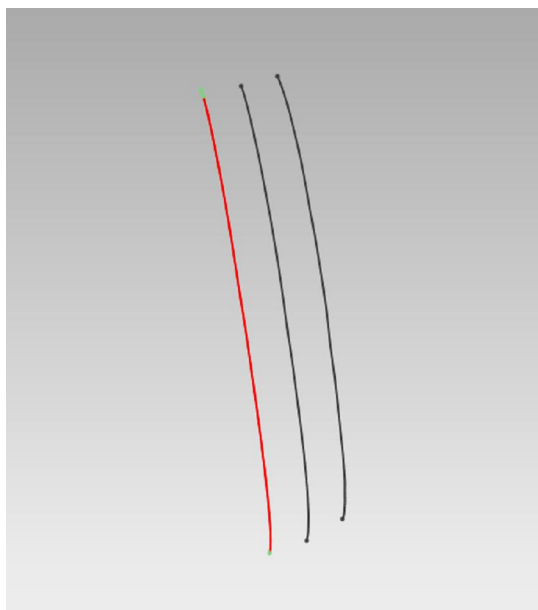
$$\bar{x} = 0,2482 \quad (2)$$

$$\bar{s} = 0,0308 \quad (3)$$

$$\bar{g} = 0,0205 \quad (4)$$

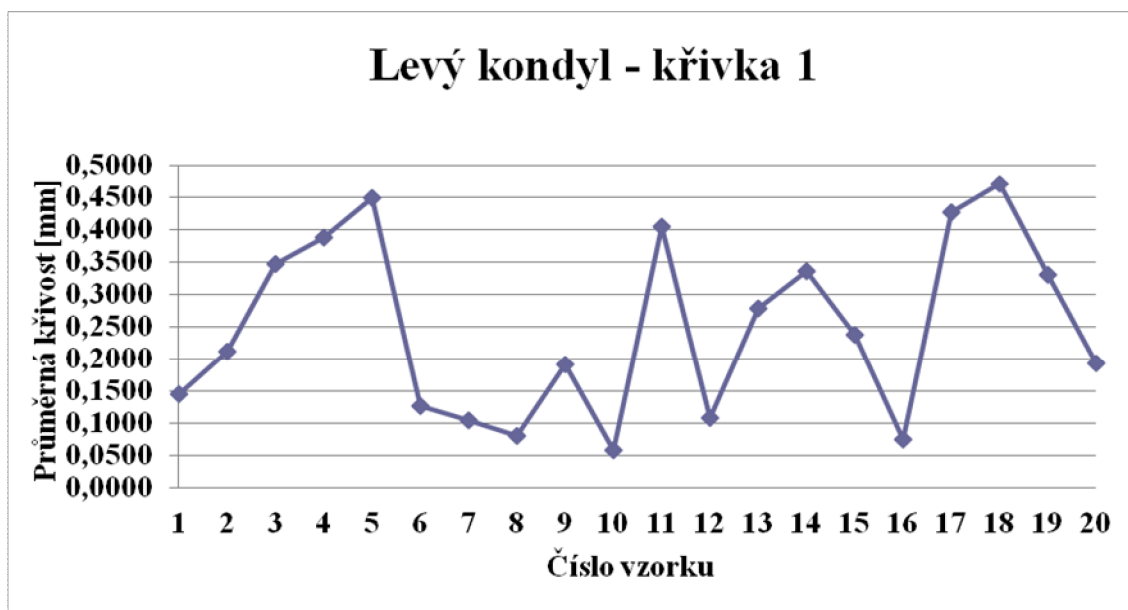
$$\bar{k} = 0,0923 \quad (5)$$

$$\bar{x} = (0,2482 \pm 0,0205) \text{ mm}$$



Obr. 19 Umístění křivky 1 na levém kondylu stehenní kosti

Graf . 1 Grafické znázornění průměrné křivosti křivky 1 levého kondylu stehenní kosti



### 15.3 Analýza k ivosti k ivky 2 levého kondylu stehenní kosti

Tab. 6 Výsledky analýzy k ivosti k ivky 2 levého kondylu stehenní kosti

Levý kondyl	K ivost [mm]			
íslo vzorku	K ivka 2			
	Minimum	Pr m r	Maximum	Stand.odchyl.
1	5,72E-005	0,0888	1,0858	0,1285
2	9,36E-006	0,0638	0,2209	0,0472
3	1,30E-004	1,2527	16,5400	2,3108
4	3,56E-014	0,3911	5,9103	0,6755
5	3,03E-004	0,2563	1,9965	0,2564
6	9,04E-006	0,0783	1,3127	0,1095
7	5,48E-005	0,1018	0,6080	0,0963
8	2,53E-005	0,0537	0,2577	0,0391
9	2,55E-004	0,1444	1,9590	0,2098
10	6,71E-005	0,0644	0,4432	0,0593
11	8,45E-005	0,4014	4,7035	0,5423
12	3,11E-005	0,2270	3,1733	0,3115
13	1,31E-005	0,1261	0,5996	0,1010
14	7,92E-006	0,1581	1,5761	0,1875
15	2,50E-005	0,1277	0,7018	0,1109
16	3,37E-005	0,0583	0,3205	0,0512
17	4,24E-015	0,6297	12,8535	1,2241
18	1,12E-013	1,1034	11,4847	1,6278
19	7,08E-006	0,7488	14,6554	1,8315
20	4,14E-006	0,1104	1,0638	0,1298
Pr m r	5,59E-005	0,3093	4,0733	0,5025

#### Výpo et

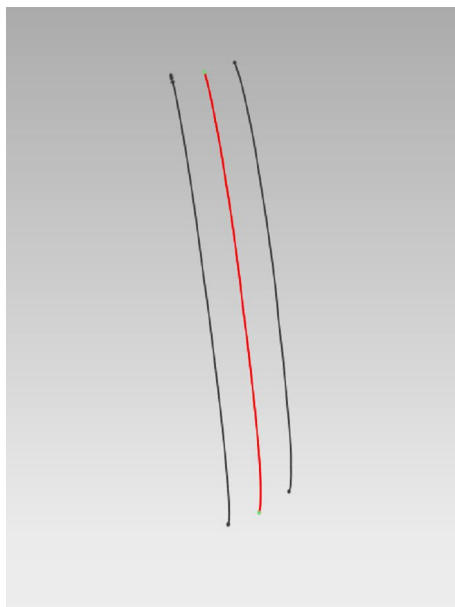
$$\bar{x} = 0,3093 \quad (2)$$

$$\bar{s} = 0,0793 \quad (3)$$

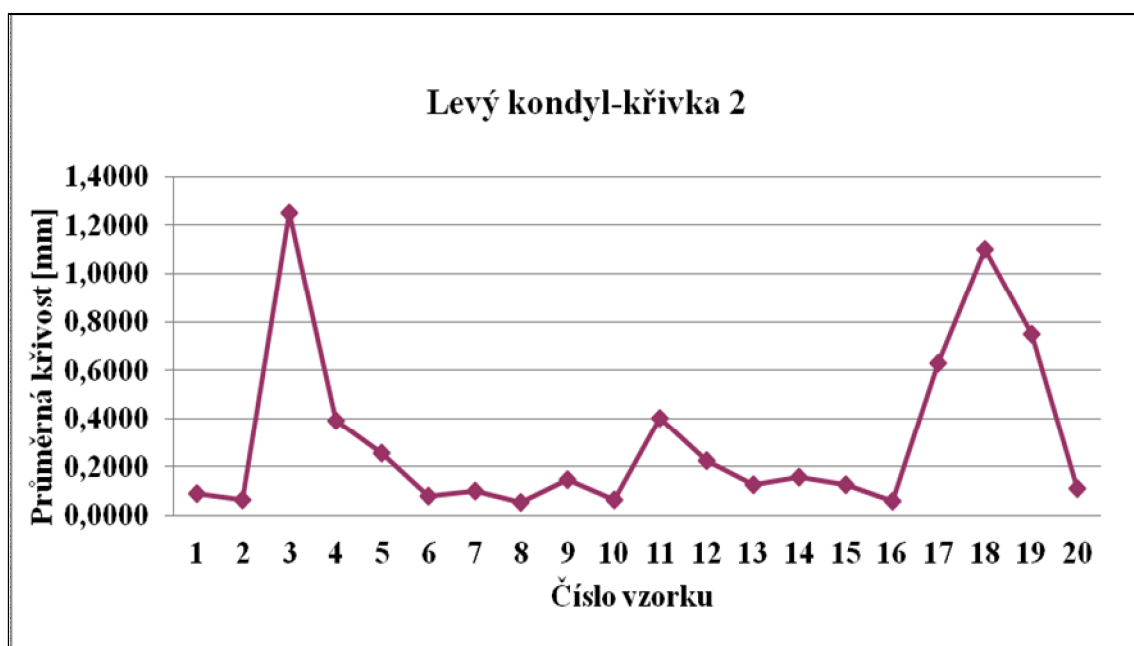
$$\bar{g} = 0,0529 \quad (4)$$

$$\bar{k} = 0,2380 \quad (5)$$

$$\bar{x} = (0,3093 \pm 0,0529) \text{ mm}$$



Obr. 20 Umístění křivky 2 na levém kondylu stehenní kosti



Graf . 2 Grafické znázornění průměrné křivosti křivky 2 levého kondylu stehenní kosti

## 15.4 Analýza k ivosti k ivky 3 levého kondylu stehenní kosti

Tab. 7 Výsledky analýzy k ivosti k ivky 3 levého kondylu stehenní kosti

Levý kondyl	K ivost [mm]			
íslo vzorku	K ivka 3			
	Minimum	Pr m r	Maximum	Stand.odchyl.
1	2,48E-006	0,0622	0,1789	0,0436
2	3,90E-005	0,0599	0,2161	0,0482
3	1,89E-006	0,3394	1,0104	1,2048
4	2,10E-005	0,3088	2,7195	0,4473
5	1,90E-002	0,0955	0,4980	0,0886
6	6,59E-005	0,1595	4,0906	0,3074
7	4,29E-006	0,0838	0,4136	0,0781
8	7,74E-005	0,0616	0,2832	0,0549
9	2,35E-006	0,0910	0,3895	0,0678
10	7,11E-005	0,0683	0,4633	0,0676
11	1,98E-012	0,3732	6,3271	0,5333
12	4,05E-005	0,1163	0,9461	0,1227
13	7,57E-004	0,2570	2,3780	0,2630
14	5,24E-005	0,1040	1,1053	0,1160
15	5,09E-005	0,1878	2,2621	0,2049
16	1,74E-006	0,0599	0,3124	0,0536
17	2,71E-005	0,5456	6,6343	0,8430
18	8,74E-005	0,7149	8,3096	1,1437
19	7,39E-005	0,8321	17,0088	2,1925
20	6,35E-005	0,1391	1,4804	0,1685
Pr m r	1,02E-003	0,2330	2,8514	0,4025

### Výpo et

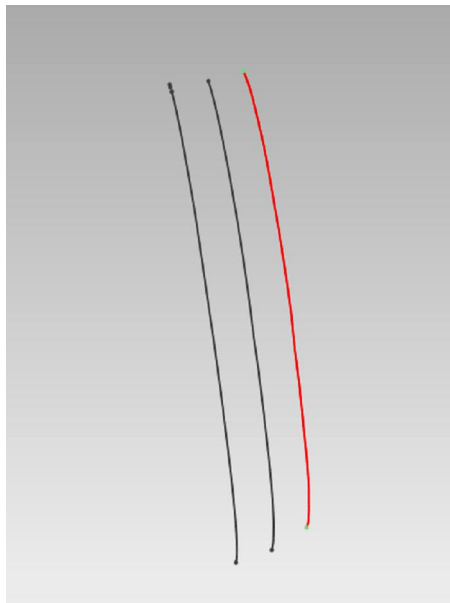
$$\bar{x} = 0,2330 \quad (2)$$

$$\bar{s} = 0,0508 \quad (3)$$

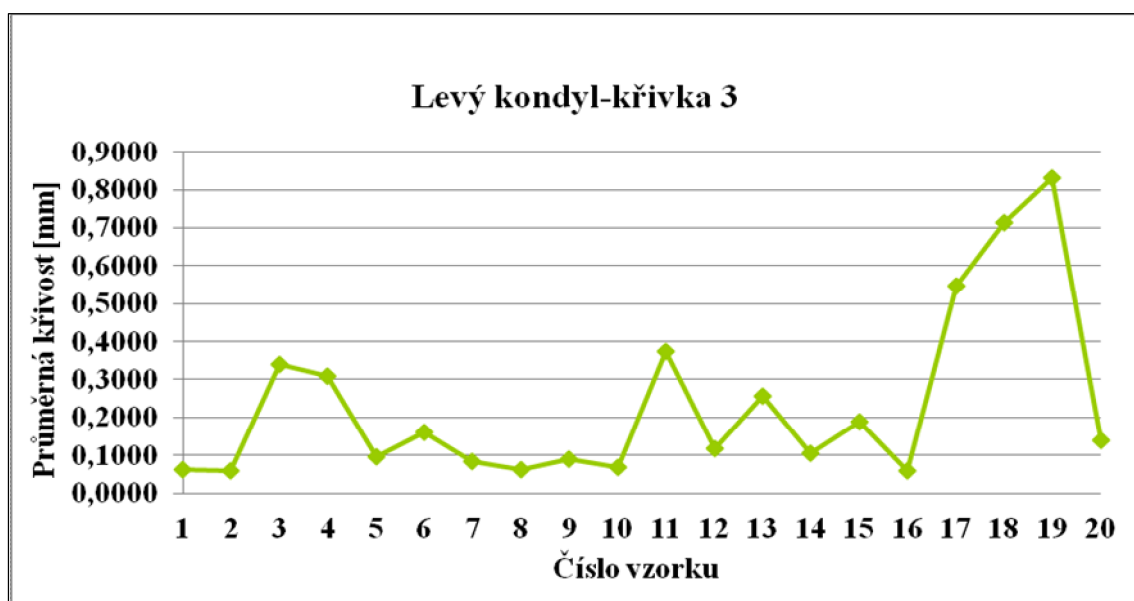
$$\bar{g} = 0,0338 \quad (4)$$

$$\bar{k} = 0,1523 \quad (5)$$

$$\bar{x} = (0,2330 \pm 0,0338) \text{ mm}$$



Obr. 21 Umístění křivky 3 na levém kondylu stehenní kosti



Graf . 3 Grafické znázornění průměrné křivosti křivky 3 levého kondylu stehenní kosti



## 15.5 Analýza k ivosti k ivky 1 pravého kondylu stehenní kosti

Tab. 8 Výsledky analýzy k ivosti k ivky 1 pravého kondylu stehenní kosti

Pravý kondyl	K ivost [mm]			
íslo vzorku	K ivka 1			
	Minimum	Pr m r	Maximum	Stand.odchyl.
1	5,86E-005	0,0738	0,4050	0,0649
2	6,79E-006	0,1330	2,0055	0,2630
3	5,13E-005	0,3943	3,8233	0,5734
4	2,49E-006	0,1067	0,8391	0,1216
5	2,31E-004	0,1457	1,1755	0,1690
6	7,08E-005	0,1331	0,1331	0,1226
7	5,54E-005	0,0799	0,2741	0,0590
8	1,91E-004	0,0903	0,4547	0,0863
9	1,57E-005	0,0949	0,3849	0,0714
10	1,26E-004	0,1097	1,4035	0,1488
11	9,82E-006	0,0710	0,3001	0,0577
12	1,37E-004	0,2880	7,0532	0,9863
13	2,13E-005	0,3296	0,3296	0,0540
14	2,28E-005	0,2475	6,7506	0,7141
15	1,77E-005	0,0829	0,4034	0,0705
16	1,15E-005	0,0826	0,6517	0,0796
17	3,29E-005	0,0790	0,4624	0,0691
18	3,38E-006	0,0945	0,5919	0,0823
19	6,39E-005	0,0966	0,4724	0,0790
20	2,49E-006	0,1492	3,0235	0,3031
Pr m r	5,66E-005	0,1441	1,5469	0,2088

### Výpo et

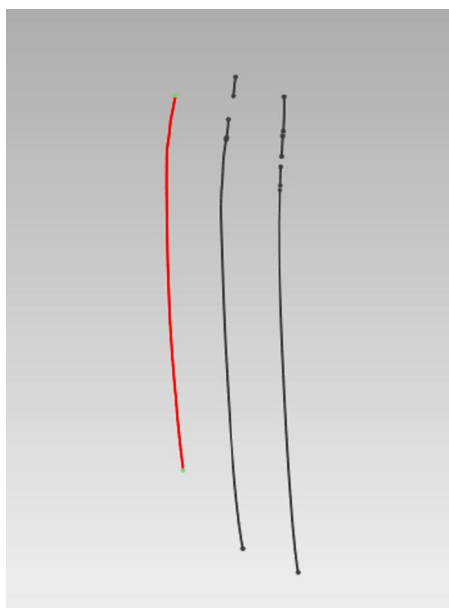
$$\bar{x} = 0,1441 \quad (2)$$

$$\bar{s} = 0,0210 \quad (3)$$

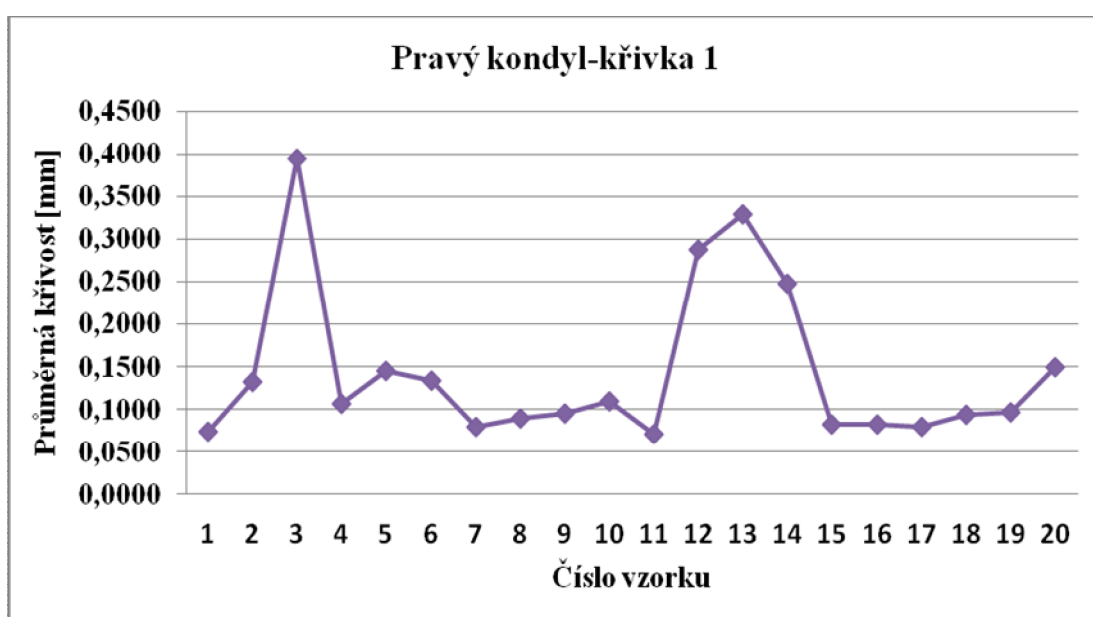
$$\bar{g} = 0,0140 \quad (4)$$

$$\bar{k} = 0,0630 \quad (5)$$

$$\bar{x} = (0,1441 \pm 0,0140) \text{ mm}$$



Obr. 22 Umístění křivky I na pravém kondylu stehenní kosti



Graf . 4 Grafické znázornění průměrné křivosti křivky I pravého kondylu stehenní kosti

## 15.6 Analýza k ivosti k ivky 2 pravého kondylu stehenní kosti

Tab. 9 Výsledky analýzy k ivosti k ivky 2 pravého kondylu stehenní kosti

Pravý kondyl	K ivost [mm]			
íslo vzorku	K ivka 2			
	Minimum	Pr m r	Maximum	Stand.odchyl.
1	3,15E-005	0,1820	4,4044	0,5621
2	8,33E-005	0,0717	0,2980	0,0538
3	4,53E-006	0,0865	0,5980	0,0749
4	5,77E-005	0,0549	0,1709	0,0408
5	2,86E-004	0,1940	3,1507	0,2971
6	6,20E-005	0,1571	1,2565	0,1810
7	1,22E-004	0,1621	2,2379	0,2841
8	3,35E-005	0,0835	0,6877	0,0832
9	1,48E-004	0,0731	0,3199	0,0579
10	2,72E-005	0,0658	0,2593	0,0526
11	7,04E-005	0,2776	3,5570	0,3889
12	1,68E-005	0,1010	0,5951	0,0932
13	5,55E-005	0,2524	0,2524	0,0426
14	2,04E-005	0,0971	1,1150	0,1203
15	6,99E-005	0,0680	0,2987	0,0524
16	3,28E-005	0,0852	0,3093	0,0654
17	1,02E-004	0,2078	3,5204	0,5327
18	1,02E-004	0,2002	1,7425	0,2280
19	2,59E-005	0,1219	1,0900	0,1889
20	3,72E-005	0,1150	0,4756	0,0904
Pr m r	6,94E-005	0,1328	1,3170	0,1745

### Výpo et

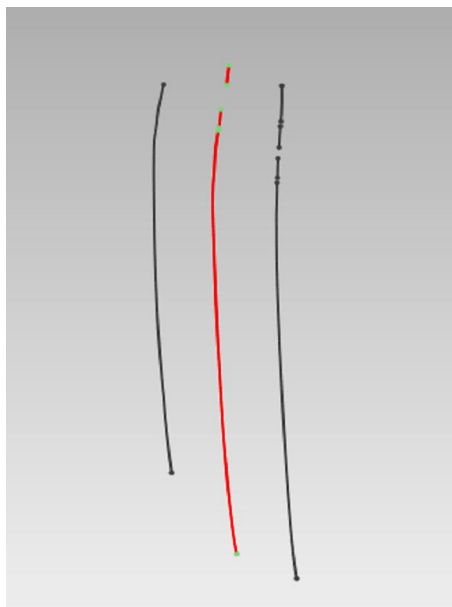
$$\bar{x} = 0,1328 \text{ (2)}$$

$$\bar{s} = 0,0150 \text{ (3)}$$

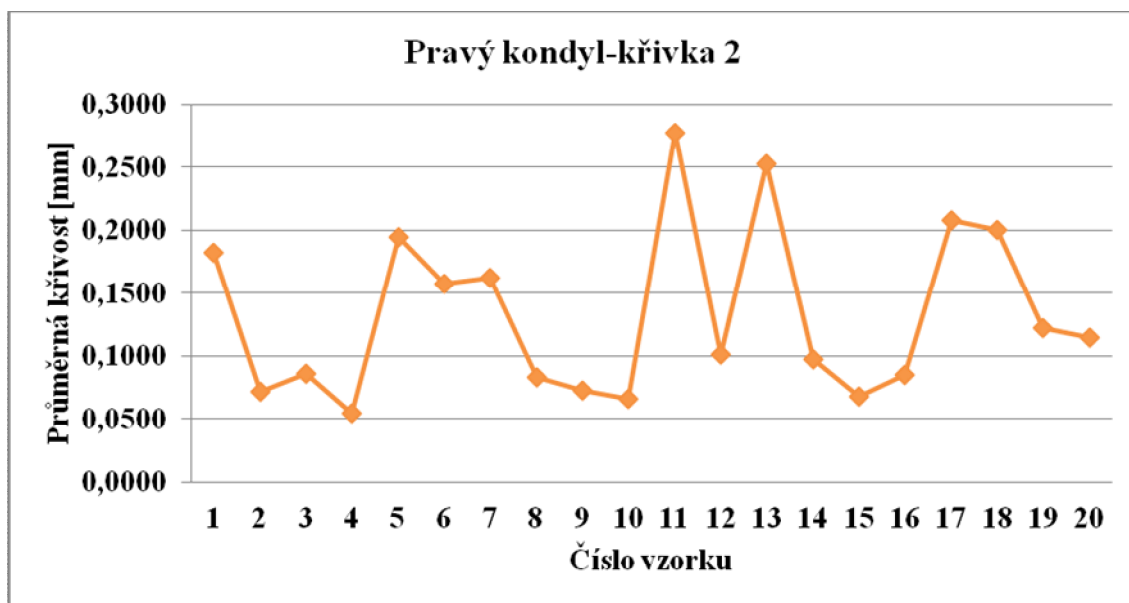
$$\bar{g} = 0,0010 \text{ (4)}$$

$$\bar{k} = 0,0448 \text{ (5)}$$

$$\bar{x} = (0,1328 \pm 0,0010) \text{ mm}$$



Obr. 23 Umístění k ivky 2 na pravém kondylu stehenní kosti



Graf . 5 Grafické znázornění průměrné křivosti k ivky 2 pravého kondylu stehenní kosti

## 15.7 Analýza k ivosti k ivky 3 pravého kondylu stehenní kosti

Tab. 10 Výsledky analýzy k ivosti k ivky 3 pravého kondylu stehenní kosti

Pravý kondyl	K ivost [mm]			
íslo vzorku	K ivka 3			
	Minimum	Pr m r	Maximum	Stand.odchyl.
1	1,04E-006	0,0740	0,2622	0,0524
2	5,00E-004	1,1675	15,9233	2,4172
3	3,44E-004	0,7361	17,1463	2,8292
4	4,17E-006	0,0647	0,1894	0,0469
5	2,59E-005	0,0672	0,3265	0,0564
6	1,57E-004	0,0841	0,4726	0,0682
7	1,00E-004	0,2432	0,2432	0,5999
8	4,46E-006	0,1070	1,6687	0,1570
9	3,30E-005	0,0717	0,3254	0,0554
10	3,55E-014	0,1275	1,2813	0,1603
11	1,30E-004	0,3236	2,1740	0,3587
12	1,68E-015	0,1576	1,3903	0,2560
13	2,39E-005	0,3355	0,3355	0,0593
14	5,53E-013	1,1607	24,0644	3,3521
15	1,50E-005	0,0657	0,3362	0,0541
16	4,33E-006	0,0793	0,3106	0,0580
17	1,74E-006	0,3093	6,2206	0,7804
18	6,64E-004	1,5854	21,8773	2,8206
19	1,22E-004	0,1218	0,5223	0,1116
20	2,56E-005	0,1413	0,9493	0,1346
<b>Pr m r</b>	<b>1,08E-004</b>	<b>0,3512</b>	<b>6,1227</b>	<b>0,7214</b>

### Výpo et

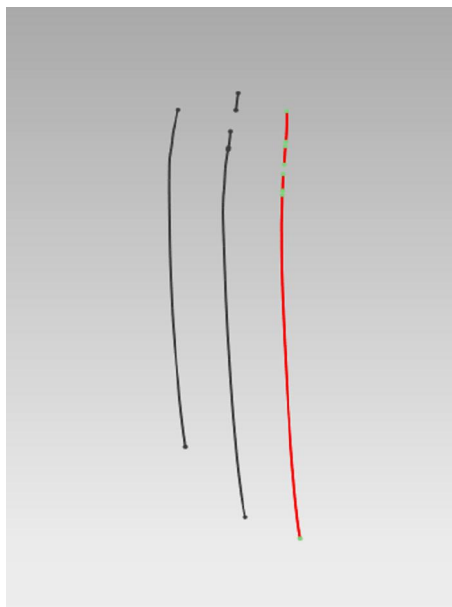
$$\bar{x} = 0,3512 \quad (2)$$

$$\bar{s} = 0,0999 \quad (3)$$

$$\bar{g} = 0,0666 \quad (4)$$

$$\bar{k} = 0,2998 \quad (5)$$

$$\bar{x} = (0,3512 \pm 0,0666) \text{ mm}$$



Obr. 24 Umístění křivky 3 na pravém kondylu stehenní kosti



Graf . 6 Grafické znázornění průměrné křivosti křivky 3 pravého kondylu stehenní kosti

## 15.8 Analýza k ivosti souboru vzork femorální komponenty totální endoprotézy kolenního kloubu

Tab. 11 Výsledky analýzy k ivosti souboru vzork femorální komponenty totální endoprotézy kolenního kloubu

Typ	K ivost [mm]			
	Minimum	Pr m r	Maximum	Stand.odchyl.
1	0,0014	0,0568	0,2174	0,0418
2	1,04E-004	0,0526	0,2561	0,0440
3	0,0033	0,0527	0,2476	0,0450
4	2,62E-005	0,0490	0,2358	0,0419
5	1,61E-005	0,0479	0,2474	0,0436
Pr m r	0,0010	0,0518	0,2409	0,0011

### Výpo et

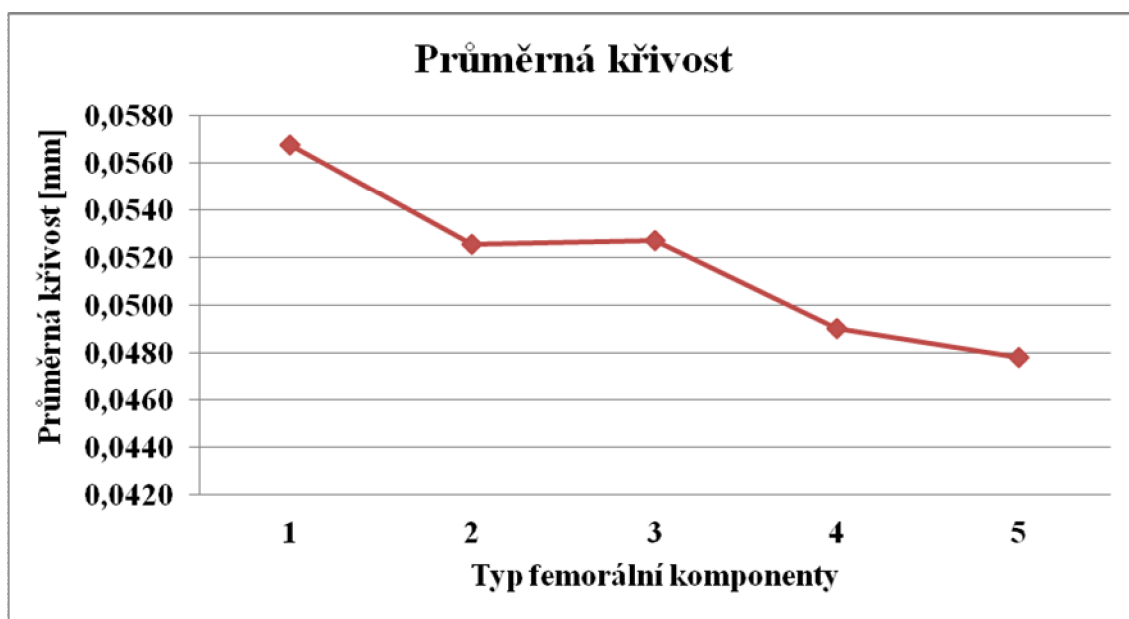
$$\bar{x} = 0,0518 \quad (2)$$

$$\bar{s} = 0,0016 \quad (3)$$

$$\bar{g} = 0,0010 \quad (4)$$

$$\bar{k} = 0,0047 \quad (5)$$

$$\bar{x} = (0,0518 \pm 0,0010) \text{ mm}$$



*Graf . 7 Grafické znázornění rozdílné křivosti jednotlivých femorálních komponent  
totální endoprotézy kolenního kloubu*



## 16 Diskuze výsledk

Metoda získu 3D obrazu pomocí 3D scanneru jsme po konzultaci s vedoucím práce vyhodnotili jako nejvhodnější a nejvíce vyhovující našim požadavkům. Metoda získu dat pomocí výpočetní tomografie se neosvědčila, jelikož získání 3D obrazu pomocí této metody je časově náročné vzhledem k množství velikosti souboru vzorků. Dalším a neméně důležitým důvodem byla komplikovanost rekonstrukce obrazu a získání použitelných dat.

Absence chrupavek ovlivňuje fyziologické zakřivení obou kondylů, a proto získané výsledky nejsou stoprocentně objektivní. Získané výsledky poukazují na rozdílnost tvaru každého kondylu, což potvrzuje tvrzení uvedené v použité literatuře. Pro lepší představivost nalezneme u každé tabulky grafické znázornění, kde je patrná zmiňovaná rozdílnost v zakřivení ploch kondylů. Pro každý kondyl byl vytvořen soubor tří křížek s odstupem 5 mm a i zde je patrná velká rozdílnost tvaru a zakřivení plochy na jednom kondylu. Vytvořené křížky vznikly jako řezy modelů. Z výsledků jednotlivých analýz je patrné, že rozdíly mezi zakřivením ploch kondylů stehenní kosti a komerční výrobou femorální komponentou, jsou zjevné, což má za následek rozsáhlejší resekci kostní tkáně nezbytné k ukotvení implantátu při aloplastice.

Metoda měření zakřivení ploch kondylů stehenní kosti pomocí 3D scanneru je realizovatelná a přesná, nicméně jednou z komplikací pro realizování zmíněného měření je nedostatek vzorků v podobě stehenních kostí spolu s chrupavčitým základem. Tato problematika by mohla být předmětem dalšího zkoumání a zdokonalování, ale i přes to se do budoucna tato metoda jeví jako slibná.

## 17 Závěr

Předložená práce s názvem *Analýza fyziologické struktury kondylu stehenní kosti s ohledem na geometrii totální náhrady kolenního kloubu* splnila předložené cíle. Výsledky, které jsme naměřili, splnily naše očekávání. Důležitým aspektem pro řešení problematiky kloubních náhrad bylo pečlivé nastudování anatomických struktur kolenního kloubu, což je nedílnou součástí teoretické části. Další součástí teoretické části je pochopení funkce kolenního kloubu, která je velice důležitá pro správnou a bezproblémovou funkci kolenního implantátu. Nedílnou součástí je znalost a seznámení se s jednotlivými druhy a typy komponent spolu s možnostmi, které tyto implantáty nabízejí. Součástí této bakalářské práce je seznam nabízených kloubních implantátů, u kterých nalezneme tabulku se záznamem jejich velikostí a podstatnými informacemi.

Hlavním cílem této práce je vytvoření statistického souboru ploch kondyl stehenních kostí, který je nutný pro porovnání s komerčně vyráběnými femorálními komponentami. Výstupem bakalářské práce je naměření a vyhodnocení zakřivení kloubek, které sloužily k vytvoření statistického souboru. Jednotlivé hodnoty jsme sešrovnali a porovnali se sešrovnanou hodnotou zakřivení femorálních komponent, které se odlišovaly velikostí. Z naměřených hodnot byla zjištěna relativně velká rozdílnost v zakřivení mezi kloubkami kondylu a kloubkami femorálních komponent. Věchna vyhodnocení jsou doplněna o grafické vyhodnocení a to z důvodu větší přehlednosti a patrnosti rozdílu hodnot.

Přínosem této bakalářské práce je možnost získat více přesných hodnot využitelných pro výrobu kloubních implantátů s důrazem na implantáty kolenní. Výhodou této metody je omezení resekce kostní tkáně z důvodu ukotvení implantátu do kosti, rychlá rekonvalescence pacienta a snížení rizika infekce. Z tohoto důvodu se domníváme, že daná metoda by v budoucnu mohla mít své uplatnění v dalším vývoji kloubních implantátů.

## 18 Seznam použitých literárních zdrojů

- [1] BARTONÍ EK, J., HE T, J., Základy klinického anatomického pohybového aparátu. 1. vyd. Praha: Maxdorf s.r.o., 2004, 275 s., ISBN 80-7345-017-8
- [2] BARTSCH, H., Matematické vzorce. 4. vyd. Praha: Academica, 2006, 832 s. ISBN 80-200-1448-9
- [3] BENE<sup>TM</sup> J., STRÁNSKÝ, P., VÍTEK, F., Základy lékařské biofyziky. 2. vyd. Praha: Karolinum, 2007, 204 s., ISBN 978-80-246-1386-4
- [4] BEZNOSKA, S., ECH, O., LOBL, K., Umělé náhrady lidských kloubů : Biomechanické, materiálové a technologické aspekty. 1. vyd. SNTL, 1987, 248 s.
- [5] IHÁK, R. Anatomie 1. 2. vyd. Praha: Grada Publishing, 2001, 497 s. ISBN 80-7169-970-5
- [6] DAUBER, W., Feneis v obrazový slovník anatomie. 9. vyd. Praha: Grada Publishing, 2007, 548 s. ISBN 978-80-247-1456-1
- [7] DUNGL, P., Ortopedie. 1. vyd. Praha: Grada Publishing a.s., 2005, 1280 s. ISBN 80-247-0550-8
- [8] ELIÁ<sup>TM</sup> P., MÁČA, P., NEUWIRTH, J., VÁLEK, V., Moderní diagnostické metody. II díl Výpočetní tomografie. 1. vyd. Brno: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví, 1998, 84 s., ISBN 80-7013-294-9
- [9] FERDA, J., NOVÁK, M., KREUZBERG, B., Univerzita Karlova v Praze, LF a FN Plzeň, Radiodiagnostická klinika Výpočetní tomografie. 1. vyd. Praha: Galen, Karolinum, 2002, 651 s. ISBN 80-7262-172-6, ISBN 80-246-0567-8

- [10] HALADOVÁ, E., NECHVÁTALOVÁ, L., Vyšetřovací metody hybného systému. 2. vyd. Brno: Národní centrum ošetřovatelství a nelékařských zdravotnických oborů, 2005, 135 s., ISBN 80-7013-393-7
  
- [11] KOUDELA, K., a kolektiv, Ortopedie. Praha: Karolinum, 2007, 286 s. ISBN 978-80-246-0654-5
  
- [12] RAKHORST, G., PLOEG, R., Biomaterials in modern medicine, World Scientific Publishing Company, 2008, 280 s. ISBN-10: 9812709568 ISBN-13: 978-9812709561
  
- [13] RYBKA, V., VAVŘÍK, P., Alopastika kolenního kloubu. 1. vyd. Praha: Arcadia, 1993, 207 s. ISBN 80-901423-9-7:150.00
  
- [14] SOSNA, A., VAVŘÍK, P., KRBEC, M., POKORNÝ, D., a kolektiv Základy ortopedie Praha: Triton, 2001, 175 s. ISBN 80-7254-202-8
  
- [15] ZVÁROVÁ, J., NEDOMA, J., a kolektiv, Biomechanika lidského skeletu umělých náhrad jeho částí, 1.vyd. Praha: Karolinum, 2006, 491 s. ISBN 80-246-1227-5

## 19 Seznam použítých absolventských prací

- [16] FRANTA, L., K problematice efektivního statického souinitelování u kloubních ploch, Praha: české vysoké učení technické v Praze, Ústav mechaniky, 2003, 63 s. Vedoucí diplomové práce RNDr. Josef Praflák, CSc.
  
- [17] ZDOBLO, J., Totální endoprotéza kolenního kloubu, Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, 2011, 59 s. Vedoucí bakalářské práce Ing. Zdeněk Florian, CSc.

## 20 Seznam použitých elektronických zdrojů

- [18] URL < <http://www.beznoska.cz/res/data/006/001002.pdf> > [cit. 6.3.2013]
- [19] URL < <http://www.beznoska.cz/res/data/008/001164.pdf> > [cit. 6.3.2013]
- [20] URL < <http://www.beznoska.cz/res/data/008/001136.pdf> > [cit. 6.3.2013]
- [21] URL < <http://www.beznoska.cz/res/data/004/000783.pdf> > [cit. 6.3.2013]
- [22] URL < <http://www.orthes.cz/tkr.htm> > [cit. 10.3.2013]
- [23] URL < <http://www.surgalclinic.cz/index.php?pg=spektrum-vykonu--ortopedie--endoproteza-kolenni-kloub> > [cit. 10.3.2013]
- [24] URL < <http://en.wikipedia.org/wiki/Patella> > [cit. 10.3.2013]
- [25] URL < <http://images.yourdictionary.com/meniscus> > [cit. 17.3.2013]
- [26] URL < <http://www.fda.gov/radiation-emittingproducts/radiationemittingproductsandprocedures/medicalimaging/medicalx-rays/ucm115318.htm> > [cit. 19.3.2013]
- [27] URL < <http://www.ortopedie-ambulance.cz/?p=clanky&text=koleno> > [cit. 19.3.2013]
- [28] URL < <http://herodes.feld.cvut.cz/mereni/chyby/chyby.php> > [cit. 15.4.2013]
- [29] URL < <http://aesthetictechnologies.org/atlab/2011/04/nextengine-3d-scanner/> > [cit. 18.4.2013]
- [30] URL < <http://stc.fs.cvut.cz/History/2011/Sbornik/papers/pdf/1100079-1.pdf> > [cit. 18.4.2013]
- [31] URL < <http://geometrie.kma.zcu.cz/work/KS/pojmy.htm> > [cit. 18.4.2013]

[32] URL < <http://www.3d-skenovani.cz/nextengine>> [cit. 18.4.2013]